

Aus der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie
Geschäftsführender Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Steffen Ruchholtz
des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg

**Biomechanische Untersuchung zur Primärstabilität ventraler
Plattenosteosynthesen bei osteoligamentären Luxationsfrakturen der unteren
Halswirbelsäule in Abhängigkeit des Ausmaßes begleitender
Facettengelenksverletzungen –
Methodenentwicklung und erste Ergebnisse**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Humanmedizin
dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

Sebastian Born aus Kassel

Marburg, 2016

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg

am: 28.06.2016

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: **Herr Prof. Dr. H. Schäfer**

Referent: **Herr Prof. Dr. A. Krüger**

1. Korreferent: **Herr Prof. Dr. C. Nimsky**

Meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
1.1. Anatomische Grundlagen.....	3
1.1.1. Allgemeine Anatomie der Gelenke	3
1.1.2. Allgemeine Anatomie der Wirbelsäule und der Wirbelkörper.....	4
1.1.3. Verbindung der Wirbel.....	6
1.1.4. Rückenmark.....	9
1.1.5. Untere Halswirbelsäule.....	10
1.2. Biomechanische Grundlagen	11
1.2.1. Mechanische Eigenschaften von Diarthrosen.....	11
1.2.2. Mechanische Eigenschaften der Wirbelsäule	12
1.2.3. Verhalten der Wirbelsäule unter Lasteinwirkung.....	15
1.2.4. Bewegungen der Wirbelsäule	17
1.3. Verletzungen der unteren Halswirbelsäule	17
1.3.1. Instabilitätsbegriff.....	17
1.3.2. Einflussfaktoren und Ursachen von Verletzungen der Wirbelsäule.....	18
1.3.3. Facettengelenksverletzungen	19
1.3.4. Traumatische Translationsbewegung	22
1.4. Die SLIC-Klassifikation	23
1.5. Operative Therapie subaxialer Facettengelenksverletzungen.....	25
1.5.1. Bandscheibenprolaps	25
1.5.2. Ventrale Instrumentierung	26
1.5.3. Biomechanik der ventralen Instrumentierung	28
1.5.4. Primärstabilität und Osseointegration	29
2. Fragestellung der Arbeit.....	30
3. Material und Methoden	31
3.1. Studiendesign und Versuchsübersicht	31
3.2. Wirbelsäulenpräparate	31
3.2.1. Formalinfixierte Präparate	31
3.2.2. Fresh-frozen Präparate.....	31
3.2.3. Radiologische Dokumentation	32
3.2.4. Präparation.....	35
3.3. Versuchsvorbereitung	36

3.3.1.	Einguss der Präparate	36
3.3.2.	Simulation der Verletzungen	37
3.3.3.	Osteosynthesematerial	38
3.3.4.	Operationsverfahren	39
3.4.	Versuchsaufbau.....	42
3.4.1.	Belastungsmaschine	42
3.4.2.	Belastungsvorrichtung	42
3.4.3.	Platzierung der Wirbelsäulenpräparate in der Versuchsvorrichtung	45
3.5.	Versuchsablauf.....	47
3.5.1.	Vorversuch	47
3.5.2.	Hauptversuch	48
3.5.3.	Versuchsprotokoll.....	49
3.5.4.	Auswertung.....	50
3.6.	Statistische Methoden	50
4.	Ergebnisse	52
4.1.	Vorbemerkung	52
4.2.	Methodenauswertung	52
4.2.1.	Präparation und Einguss	52
4.2.2.	Simulation der Verletzungen und Operation	52
4.2.3.	Belastungsvorrichtung und Versuchsablauf	53
4.3.	Radiologische Auswertung.....	55
4.3.1.	CT	55
4.3.2.	DEXA	56
4.3.3.	pQCT	58
4.3.4.	Korrelation DEXA/pQCT.....	60
4.3.5.	Röntgen.....	60
4.4.	Ergebnisse der biomechanischen Belastung.....	62
4.4.1.	Ergebnisse Vorversuch	63
4.4.2.	Ergebnisse Hauptversuch	65
4.4.3.	Kraft-Weg-Diagramme.....	67
4.5.	Zusammenschau der Ergebnisse	71
5.	Diskussion.....	72
5.1.	Literaturübersicht und aktueller Forschungsstand	73
5.1.1.	Klinische Studien.....	73

5.1.2.	Experimentelle Studien.....	78
5.1.3.	Studien zur SLIC-Klassifikation	81
5.1.4.	Argumente für die vorliegende Studie.....	83
5.2.	Methodendiskussion	84
5.2.1.	Präparate	84
5.2.2.	Knochendichtemessungen	86
5.2.3.	Versuchsvorbereitung	86
5.2.4.	Belastungsvorrichtung	89
5.2.5.	Belastungsmodus	90
5.2.6.	Stückzahl der Präparate	90
5.3.	Ergebnisdiskussion	90
5.3.1.	Ergebnisse der Knochendichtemessungen	90
5.3.2.	Ergebnisse der biomechanischen Belastung.....	92
5.3.3.	Bewertung der Bewegungssimulation	95
5.3.4.	Einflussfaktoren im Vorversuch	97
5.3.5.	Einflussfaktoren im Hauptversuch	98
5.4.	Limitationen der Studie.....	100
5.5.	Schlussfolgerungen	100
5.6.	Ausblick	101
6.	Zusammenfassung.....	103
7.	Summary	104
8.	Literaturverzeichnis.....	105
9.	Anhang	112
9.1.	Lebenslauf.....	112
9.2.	Verzeichnis der akademischen Lehrer	114
9.3.	Danksagung	115
9.4.	Kooperationsvereinbarung	116
9.5.	Schreiben der Ethikkommission	118

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Anatomischer Aufbau der Wirbelsäule – Ansicht von ventral (a), dorsal (b) und lateral (c). Aus Benninghoff 2008 [8]	5
Abb. 2: Stellung der Facettengelenke als Card Angles. (A) Der Inklinationwinkel für die Halswirbelsäule liegt bei etwa 45°. (B) Brustwirbelsäule, (C) Lendenwirbelsäule. Aus White und Panjabi 1990 [108].	8
Abb. 3: Halswirbelkörper 5 von kranial. Aus Benninghoff 2008 [8]	11
Abb. 4: Facettengelenksbelastung in Abhängigkeit vom Ventralschub; WR ist der Neigungswinkel der Wirklinie der Resultierenden gegen die Vertikale, die sich aus der Neigung des Wirbelsäulenabschnittes in der Sagittalebene ergibt. R ist die Resultierende aus Muskelkraft und Gewicht (zur Veranschaulichung wurde der Wert auf 100 % gesetzt), V die Belastung der Zwischenwirbelscheibe und G die Belastung der Facettengelenke. Mit Zunahme der Neigung (von a zu c) erhöht sich der Ventralschub und die Gelenkbelastung nimmt zu. Gleichzeitig nimmt die Belastung der Zwischenwirbelscheiben ab. (Dass die Summe aus V und G größer als 100 % ist, ergibt sich aus der Konstruktion der Kräfteparallelogramme.) Nach Kummer 2005 [53].	14
Abb. 5: Kraft-Weg-Diagramm. Load steht für die Kraft, das Displacement für den Weg. Die ROM (engl. Range of motion) ist das Bewegungsausmaß, NZ die neutrale Zone (engl. Neutral Zone) und EZ die elastische Zone (engl. Elastic Zone). Aus Panjabi 1988 [69].	16
Abb. 6: Verletzungsmechanismus unilateraler Facettengelenksdislokationen. Die Pfeile spiegeln die für diese Verletzungsart notwendigen Bewegungen aus Lateralflexion (a) und axialer Rotation (b) oder aus Lateralflexion (a) und Flexion (c) wider. Nach White und Panjabi 1990 [108].	20
Abb. 7: Verletzungsmechanismus von bilateralen Facettengelenksdislokationen. MIV steht für major injuring vector, welcher die wichtigsten Kräfte zusammenfasst, die eine Verletzung verursachen. In diesem Fall resultiert aus den angreifenden Kräften eine deutliche Verschiebung des kranialen Wirbelkörpers nach ventral. Aus White und Panjabi 1990 [108].	21
Abb. 8: Traumatische Translationsbewegung bei bilateralen Facettengelenksverletzungen. A spiegelt das intakte Bewegungssegment wider. In B wurden die ventralen Elemente entfernt, in C zusätzlich die Facettengelenke, was eine deutliche Zunahme der ventralen Translationsbewegung bewirkt. In D sind die dorsalen Elemente entfernt, in E zusätzlich die Facettengelenke. Hier bewirkt die Entfernung der Facettengelenke ebenfalls eine Zunahme der Translationsbewegung nach ventral. Aus White und Panjabi 1990 [108].	22
Abb. 9: Formalinfixierte Halswirbelsäule mit Knochenspan und dem rechten Facettengelenk entfernt. Das Präparat ist bereits mit dem 1. Brustwirbel in Technovit 3040 eingegossen.	40
Abb. 10: Fresh-frozen Halswirbelsäule postoperativ mit Kirschner-Draht und im Aufnahmebehälter fixiert	41
Abb. 11: Gussform und Bauteile der Belastungsvorrichtung: (a) Gussform, (b) Versuchsplattform, (c) Befestigungsplatte, (d) Kraftgeber, (e) Aufnahmebehälter	43
Abb. 12: Fertiger Versuchsaufbau	45
Abb. 13: Positionierung des Kraftgebers auf Höhe des 4. Halswirbelkörpers	46
Abb. 14: Translationsbewegung im Versuchsaufbau – modifiziert nach White und Panjabi 1990 [108] ..	47
Abb. 15: Kaudaler Schraubenausriß bei einem fresh-frozen Präparat	54
Abb. 16: Sagittale Aufnahme in der Computertomographie mit degenerativen Veränderungen an einer der fresh-frozen Wirbelsäulen	55
Abb. 17: Exemplarisches Ergebnis der DEXA-Messung	56
Abb. 18: Balkendiagramm Knochendichte der DEXA-Messung	57
Abb. 19: Exemplarisches Ergebnis der pQCT-Messung mit Verteilung der Knochenmatrix vom 2. Halswirbelkörper	58
Abb. 20: Balkendiagramm trabekuläre Knochendichte der pQCT-Messung	59
Abb. 21: Streudiagramm Korrelation von T-Score und trabekulärer Knochendichte	60

Abb. 22: Postoperative Röntgenkontrolle bei intakten Facettengelenken	61
Abb. 23: Postoperative Röntgenkontrolle bei unilateraler Entfernung des Facettengelenks rechts	61
Abb. 24: Postoperative Röntgenkontrolle bei bilateraler Entfernung der Facettengelenke	61
Abb. 25: Balkendiagramm: Mittelwerte von F^{\max} (Maximalkraft) in N (Newton) mit Standardabweichungen im Vorversuch	63
Abb. 26: Balkendiagramm der mittleren Bewegungsauslenkung in mm (Millimeter) mit Standardabweichung im Vorversuch	64
Abb. 27: Balkendiagramm: Mittelwerte von F^{\max} (Maximalkraft) in N (Newton) mit Standardabweichungen im Hauptversuch. Der statistisch signifikante Unterschied zwischen Gruppe 1 und Gruppe 3 wird durch das * verdeutlicht.	65
Abb. 28: Balkendiagramm der mittleren Bewegungsauslenkung in mm (Millimeter) mit Standardabweichung im Hauptversuch	66
Abb. 29: Kraft-Weg-Diagramme Vorversuch – beide Facettengelenke intakt. N (Newton), mm (Millimeter)	67
Abb. 30: Kraft-Weg-Diagramme Vorversuch – ein Facettengelenk entfernt. N (Newton), mm (Millimeter)	68
Abb. 31: Kraft-Weg-Diagramme Vorversuch – beide Facettengelenke entfernt. N (Newton), mm (Millimeter)	68
Abb. 32: Kraft-Weg-Diagramme Hauptversuch – beide Facettengelenke intakt. N (Newton), mm (Millimeter)	69
Abb. 33: Kraft-Weg-Diagramme Hauptversuch – ein Facettengelenk entfernt. N (Newton), mm (Millimeter)	69
Abb. 34: Kraft-Weg-Diagramme Hauptversuch – beide Facettengelenke entfernt. N (Newton), mm (Millimeter)	70
Abb. 35: Flussdiagramm der Ergebnisse. n (Gruppengröße), MW (Mittelwert), SD (Standardabweichung), r (Korrelationskoeffizient), F^{\max} (Maximalkraft), N (Newton)	71
Abb. 36: Exemplarisches Kraft-Weg-Diagramm von einem fresh-frozen Präparat mit intakten Facettengelenken. Der abflachende Bereich am Ende des Kurvenverlaufs (hier umkreist) ist möglicherweise auf das langsame Ausbrechen der Schrauben zurückzuführen, auch wenn dies nicht in allen Kraft-Weg-Diagrammen beobachtet werden konnte. N (Newton), mm (Millimeter).	94
Abb. 37: Möglichkeiten der Simulation einer Flexionsbewegung in vitro. In A wird eine Kompressionskraft auf den ventralen Bereich des Wirbelkörpers aufgebracht. B stellt die Aufbringung eines reinen Moments dar. In C wird eine Flexionsbewegung durch eine horizontale Scherkraft erzeugt. D veranschaulicht eine Bewegung eines multisegmentalen Präparates, bei dem ebenfalls eine Scherkraft auf den oberen Wirbelkörper aufgebracht wird. Dadurch kommt es im kaudalen Abschnitt zu ansteigenden Momenten. Aus White und Panjabi 1990 [108].	96

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: SLIC-Klassifikation (Subaxial Injury Classification [SLIC] and Severity Scale) zur Beurteilung subaxialer Halswirbelsäulenverletzungen. Anmerkung: Eine inkomplette Rückenmarksverletzung bekommt einen höheren Punktwert als eine komplette Rückenmarksverletzung, da sie eine dringlichere Indikation zur operativen Versorgung hat [103].	24
Tabelle 2: Altersverteilung der fresh-frozen Halswirbelsäulen	32
Tabelle 3: Technische Daten von Bose ElectroForce LM2 TestBench. N (Newton), mm (Millimeter) [11]	42
Tabelle 4: Gruppeneinteilung und Gruppengröße (n) im Vorversuch	48
Tabelle 5: Gruppeneinteilung und Gruppengröße (n) im Hauptversuch	48
Tabelle 6: Verteilung der Höhe von Halswirbelkörper 3 – 7 der fresh-frozen Präparate in mm (Millimeter)	49
Tabelle 7: Messgrößen und ihre Einheit	50

Abkürzungsverzeichnis

a.p.	anterior-posterior
ACDFP	Anterior Cervical Discectomy with Fusion and Plating
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
BMD	bone mineral density
BWK	Brustwirbelkörper
C	zervikales Wirbelsäulensegment
CSISS	Cervical Spine Injury Severity Score
CT	Computertomographie
DEXA	dual-energy X-ray absorptiometry
DLC	disco-ligamentous complex
EZ	Elastic Zone
F^{\max}	Maximalkraft
FSU	Functional Spinal Unit
GCS	Glasgow Coma Scale
HWK	Halswirbelkörper
HWS	Halswirbelsäule
K-Draht	Kirschner-Draht
L	lumbales Wirbelsäulensegment
Lig., Ligg.	Ligamentum, Ligamenta
LWK	Lendenwirbelkörper
MMA	Methylmetacrylat
MRT	Magnetresonanztomographie
N	Newton
NaCl	Natriumchlorid
NZ	Neutral Zone
POM	Polyoxymethylen
pQCT	periphere quantitative Computertomographie
ROI	Region of Interest
ROM	Range of motion
SLIC	Subaxial Injury Classification [SLIC] and Severity Scale
Th	thorakales Wirbelsäulensegment
WHO	World Health Organization

1. Einleitung

Die Frage, welcher operative Zugangsweg bei Verletzungen der unteren (subaxialen) HWS (Halswirbelsäule) mit Dislokation der Facettengelenke am vorteilhaftesten ist, wird seit Jahren kontrovers diskutiert und ist nach wie vor aktuell. Eine klare Empfehlung steht weiterhin aus. In einer systematischen Übersichtsarbeit der Cochrane Collaboration von 2014 wurden zwei Studien von Brodke et al. und von Kwon et al. zum ventralen und dorsalen Zugangsweg bei Facettengelenksdislokationen der unteren Halswirbelsäule mit und ohne Rückenmarksverletzungen untersucht. Die Studien zu den beiden Zugangswegen wurden unter anderem hinsichtlich des neurologischen Status, der Lebensqualität, des chronischen Schmerzes und der knöchernen Heilung verglichen. Dabei erwiesen sich für keinen der beiden Zugänge signifikante Unterschiede bezüglich der untersuchten Faktoren. Die Autoren des Reviews können zum Abschluss ihrer Arbeit keine klare Therapieempfehlung geben. Ob neben den Facettengelenksdislokationen auch eine Fraktur der Facettengelenke vorlag, konnte dabei aufgrund der Heterogenität der Verletzungsmuster in den Populationen der untersuchten Studien nicht in der Auswertung berücksichtigt werden [12, 22, 54].

Goldberg et al. konnten bei 2,4 % von insgesamt 34069 Patienten mit stumpfen Verletzungen eine zusätzliche Verletzung der Halswirbelsäule feststellen. Dabei war das Segment C5/C6 (zervikales Wirbelsäulensegment 5/6) am häufigsten von Dislokationen betroffen [39]. Hasler et al. fanden in einer prospektiven Kohortenstudie heraus, dass 2,3 % aller schwerverletzten Patienten Frakturen und/oder Dislokationen der Halswirbelsäule aufwiesen. Davon hatten über 76 % Frakturen und/oder Dislokationen ohne Rückenmarksverletzung, über 23 % wiesen Rückenmarksverletzungen mit und ohne Frakturen/Dislokationen auf. Die häufigsten Ursachen für Verletzungen der Halswirbelsäule waren Verkehrsunfälle, Stürze und Sportunfälle [44].

Vaccaro et al. veröffentlichten 2007 eine Klassifikation zur Bewertung subaxialer Halswirbelsäulenverletzungen als Alternative für die vielen bisher uneinheitlich genutzten Klassifikationssysteme. Die SLIC-Klassifikation (Subaxial Injury Classification [SLIC] and Severity Scale) soll dem Behandler die Entscheidung erleichtern, ob eine Verletzung der subaxialen Halswirbelsäule konservativ oder operativ behandelt werden muss [103]. Im selben Jahr erschien von Dvorak et al. ein Algorithmus, basierend auf der SLIC-Klassifikation, mit Empfehlungen, welches operative Verfahren

und welcher Zugangsweg bei welchem Verletzungsmuster der subaxialen Halswirbelsäule angewendet werden soll. Für Dislokationsverletzungen der Facettengelenke mit und ohne Facettengelenksfraktur sowie in Kombination mit einem Prolaps der Zwischenwirbelscheibe in den Spinalkanal schlägt er die ventrale Instrumentierung mit Entfernung der Zwischenwirbelscheibe (Diskektomie), Fusion und Stabilisierung mittels ventraler Plattenosteosynthese (engl. Anterior Cervical Discectomy with Fusion and Plating, ACDFP) vor. Es wird allerdings keine Unterscheidung gemacht, ob die knöchernen Facettengelenke intakt, einseitig (unilateral) oder beidseitig (bilateral) frakturiert sind [28]. Johnson et al. untersuchten 87 Patienten mit uni- oder bilateralen Facettengelenksverletzungen, die mit einer ACDFP versorgt worden waren. Sie äußerten die Vermutung, dass die intakten knöchernen Facettengelenke allgemein Scherkräften und im Speziellen Translationsbewegungen nach ventral entgegenwirken würden, da sie ein erhöhtes Implantatversagen bei Patienten mit bilateralen Facettengelenksfrakturen beobachten konnten. Sie mutmaßten, dass Facettengelenksfrakturen somit die Stabilität über ein unbekanntes Maß hinaus herabsetzen könnten [50].

Um den Einfluss der knöchernen Facettengelenke bei einer traumatischen ventralen Translationsbewegung auf die Stabilität einer ACDFP bei Dislokationsverletzungen der subaxialen Halswirbelsäule zu untersuchen, wurde diese biomechanische In-vitro-Studie konzipiert.

In den folgenden Abschnitten wird das Grundlagenwissen zur Anatomie und zur Biomechanik der unteren Halswirbelsäule, speziell der Facettengelenke, dargestellt, bevor auf Formen und Mechanismen von Facettengelenksverletzungen eingegangen wird. Abschließend werden die SLIC-Klassifikation und die operative Therapie mittels ventraler Instrumentierung beschrieben.

1.1. Anatomische Grundlagen

Um den Pathomechanismus von Verletzungen der unteren Halswirbelsäule verstehen zu können, werden im Folgenden die Grundlagen von Anatomie und Biomechanik der Wirbelsäule erläutert.

1.1.1. Allgemeine Anatomie der Gelenke

Ein Gelenk (Articulatio) dient als bewegliche Verbindung zwischen Knochen. Es wird generell zwischen sogenannten Synarthrosen und Diarthrosen unterschieden. Bei den Synarthrosen, auch als unechte Gelenke bezeichnet, sind die Skelettelemente über straffes Bindegewebe oder Knorpel verbunden. Ein Gelenkspalt liegt nicht vor. Die Diarthrosen (echte Gelenke) kennzeichnen sich durch das Vorliegen eines Gelenkspalts, der zwischen den kraftübertragenden Gelenkflächen (Facies articularis) der Knochen liegt. Die Gelenkflächen sind dabei in der Regel von hyalinem Knorpel bedeckt. Der Gelenkknorpel dient dem reibungsarmen Gleiten der Gelenkflächen sowie der gleichmäßigen Verteilung der Druckkräfte auf den darunterliegenden Knochen. Gelenkspalt und Gelenkflächen liegen in der Gelenkhöhle (Cavitas articularis), die von der Gelenkkapsel (Capsula articularis) umschlossen wird. In der Gelenkhöhle befindet sich Gelenkschmiere (Synovia), welche die Funktion der Stoßdämpfung, Ernährung und Schmierung des Gelenks hat [8, 119].

Bewegungen in Gelenken können in zwei Grundbewegungen aufgeteilt werden. Bei der Translationsbewegung handelt es sich um eine Verschiebewegung, bei der das eine Skelettelement auf dem anderen Skelettelement gleitet. Es kann dabei auch zu einem Auseinandergleiten der Gelenkflächen kommen. Die Rotationsbewegung ist eine Drehbewegung. Hier bleiben die Gelenkflächen während der Drehung in Kontakt. Beide Bewegungen werden in den drei Ebenen des Raumes ausgeführt (entspricht den Raumkoordinaten x , y und z), wobei die Bewegungsmöglichkeiten als Freiheitsgrade bezeichnet werden. Es gibt somit maximal drei Freiheitsgrade der Translation und drei Freiheitsgrade der Rotation, so dass ein Gelenk insgesamt maximal sechs Freiheitsgrade hat [8, 119].

Die Gelenkführung resultiert aus verschiedenen anatomischen Strukturen. Es wird zwischen Knochen-, Band- und Muskelführung unterschieden. Diese Strukturen bestimmen auch maßgeblich das Bewegungsausmaß des Gelenks. Eine Einschränkung des Bewegungsausmaßes wird als Gelenkhemmung bezeichnet. Analog spricht man von einer Knochen-, Band- und Muskelhemmung [8, 119].

1.1.2. Allgemeine Anatomie der Wirbelsäule und der Wirbelkörper

1.1.2.1. Gliederung der Wirbelsäule

Die menschliche Wirbelsäule (Columna vertebralis) bildet das Achsenskelett des Rumpfes. Der frei bewegliche (präsakrale) Abschnitt kann vom Kreuzbein (Os sacrum) und Steißbein (Os coccygis) unterschieden werden. Mit den Extremitäten und den Rippen ist die Wirbelsäule beweglich verbunden. Im Wirbelkanal (Canalis vertebralis) liegt das Rückenmark [8, 119]. Die Höhe der Wirbelsäule, gemessen von HWK 1 (Halswirbelkörper 1) bis zur Steißbeinspitze, beträgt in etwa zwei Fünftel der gesamten Körpergröße [119].

In der Regel besteht die Wirbelsäule aus 33 – 34 Wirbeln. Die präsakrale Wirbelsäule hat 7 Halswirbel (Vertebrae cervicales), 12 Brustwirbel (Vertebrae thoracicae) und 5 Lendenwirbel (Vertebrae lumbales). Das Kreuzbein entsteht durch die Verschmelzung von 5 Wirbeln, das Steißbein besteht in der Regel aus 4 Wirbelkörperrudimenten, deren Anzahl aber variieren kann [8, 119].

Die Gesamtform der Wirbelsäule des Erwachsenen weist in der Sagittalebene eine doppelt S-förmige Krümmung auf. Diese entsteht durch die Abfolge von ventral konvexen Krümmungen, die als Lordose bezeichnet werden und dorsal konvexen Krümmungen, die als Kyphose bezeichnet werden. Es gibt zwei Lordosen und zwei Kyphosen. Eine Halslordose von HWK 1 bis HWK 6 und eine Lendenlordose von BWK 9 (Brustwirbelkörper 9) bis LWK 5 (Lendenwirbelkörper 5) sowie eine Brustkyphose von HWK 7 bis BWK 9 und eine Sakralkyphose vom Kreuzbein bis zum Steißbein [8, 53, 119]. Diese physiologischen Krümmungen erhöhen die Flexibilität sowie die Fähigkeit Stöße zu absorbieren bei gleichzeitiger Steifigkeit und Stabilität [108]. In Abb. 1 ist die Wirbelsäule dargestellt.

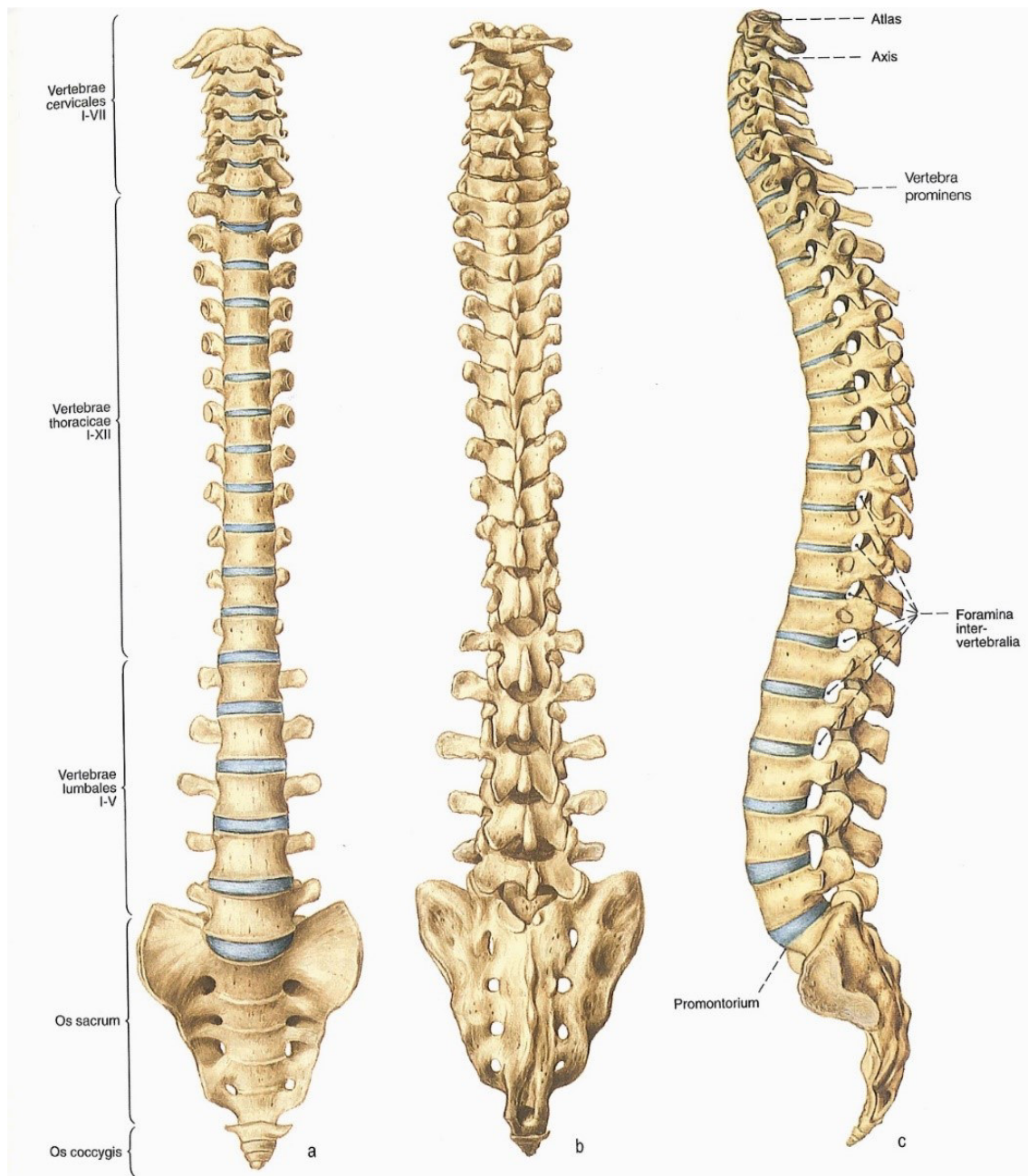


Abb. 1: Anatomischer Aufbau der Wirbelsäule – Ansicht von ventral (a), dorsal (b) und lateral (c). Aus Benninghoff 2008 [8]

1.1.2.2. Grundform der Wirbel

Fast alle Wirbel weisen eine gemeinsame Grundform auf, die in den verschiedenen Regionen unterschiedlich ausgeprägt sind. Ausnahmen von dieser Grundform bilden nur der Atlas (HWK 1) und der Axis (HWK 2). Jeder Wirbel (Vertebra) besteht aus einem ventral liegenden Wirbelkörper (Corpus vertebrae), einem dorsal liegenden Wirbelbogen (Arcus vertebrae) und den Wirbelkörperfortsätzen (Processus vertebrae). Wirbelkörper und Wirbelbogen bilden das Wirbelloch (Foramen vertebrale), die in ihrer Gesamtheit den Wirbelkanal (auch Spinalkanal genannt) bilden. Der Wirbelkörper hat eine

zylindrische Form und trägt die Hauptlast. Er besteht im Inneren aus spongiösem Knochen (*Substantia spongiosa*). Dieser ist von außen mit kompakten Knochen ummantelt (*Substantia compacta*). Kranial und kaudal wird der Wirbelkörper durch eine knöcherne Deck- und Grundplatte begrenzt, deren Fläche (*Facies intervertebrales*) von hyalinem Knorpel bedeckt ist. Die *Facies intervertebrales* wird durch eine knöcherne Randleiste (*Epiphysis anularis*) begrenzt. Der Wirbelbogen setzt sich aus einem paarig angelegten ventralen Wirbelbogenfuß (*Pediculus arcus vertebrae*) und der paarig angelegten dorsalen Wirbelbogenplatte (*Lamina arcus vertebrae*) zusammen. Diese wachsen dorsal zusammen und gehen in den Dornfortsatz (*Processus spinosus*) über. Jeder Wirbel hat außerdem vier Gelenkfortsätze, die im Übergangsbereich von Pedikel und Lamina liegen. Jeweils zwei sind nach kranial ausgerichtet, die anderen beiden nach kaudal. Weiterhin befindet sich an den Pedikeln je ein Querfortsatz (*Processus transversus*). Einschnürungen kranial und kaudal des Pedikels bilden mit dem nächstgelegenen Wirbelkörper das Zwischenwirbelloch (*Foramen intervertebrale*), aus dem die Spinalnerven hindurchtreten [8, 119].

1.1.3. Verbindung der Wirbel

Die kleinste funktionelle Einheit der präsakralen Wirbelsäule wurde von Junghanns als Bewegungssegment bezeichnet. Die daran beteiligten anatomischen Strukturen umfassen den Bereich zweier benachbarter Wirbel mit Zwischenwirbelscheibe, den Facettengelenken, dem Bandapparat sowie der Muskulatur. Außerdem werden aufgrund klinischer Fragestellungen die Zwischenwirbellöcher und der Wirbelkanal samt Inhalt dazugezählt [51, 108, 119].

1.1.3.1. Zwischenwirbelscheiben

Die Zwischenwirbelscheiben (*Disci intervertebrales*) verbinden die Endplatten zweier Wirbelkörper miteinander. Sie tragen maßgeblich zur typischen Form und der Beweglichkeit der Wirbelsäule bei. Sie haben in der gesamten Wirbelsäule eine leichte Keilform. Jede Zwischenwirbelscheibe besteht im Inneren aus einem Gallertkern (*Nucleus pulposus*), der von außen von einem Faserring (*Anulus fibrosus*) umschlossen ist. Dessen Faserlamellen sind in den Randleisten und den hyalinen Knorpelplatten der Wirbelkörper befestigt und bilden eine synarthrotische Verbindung. Durch die wasserbindenden Glykosaminoglykane im *Nucleus pulposus* kann der im Bewegungssegment auftretende Druck gleichmäßig auf die Wirbelkörper übertragen werden. Dabei ist der *Nucleus pulposus* verformbar, wird aber nicht komprimiert. Vom

Anulus fibrosus werden Druckkräfte in Zugkräfte umgewandelt und exzentrische Kräfte bei Flexion und Extension aufgenommen [8, 108, 119].

1.1.3.2. Facettengelenke

Da die Facettengelenke in der vorliegenden Arbeit Gegenstand der Untersuchung sind, werden sie hier etwas ausführlicher dargestellt.

Die Facettengelenke (synonym Wirbelbogengelenke, *Articulationes zygapophysiales*) sind vom Aufbau her den Diarthrosen zuzuordnen. Sie verbinden jeweils zwei Wirbelkörper eines Bewegungssegments und sind paarig angelegt. Im Bewegungssegment der Wirbelsäule sind sie an der Aufnahme von Kräften und der Steuerung der Bewegungen beteiligt [8, 53, 79, 108, 119].

Ihre knöchernen Gelenkfortsätze (*Processus articulares superiores und inferiores*) gehen aus den Gelenkfortsätzen der Wirbel hervor. Ein Facettengelenk besteht somit aus einem unteren Gelenkfortsatz des oberen Wirbels und einem oberen Gelenkfortsatz des unteren Wirbels. Zusammen mit der Zwischenwirbelscheibe der ventralen Säule nehmen sie axial wirkende Kräfte auf und schränken Scher- und Zugkräfte bei Rotations- und Translationsbewegungen ein [8, 53, 79, 119].

Die Gelenkflächen weisen keine regelmäßige Krümmung auf, so dass ein permanent flächenhafter Kontakt der Gelenkflächen nur bei Normalstellung der Wirbelsäule besteht. Ein Kontaktverlust bzw. Auseinanderklaffen der Gelenkflächen bei Bewegung gehört zur physiologischen Funktion der Facettengelenke [35, 79, 108].

Auch bezüglich ihrer Stellung weisen die Gelenkflächen der Facettengelenke in den verschiedenen Wirbelsäulenabschnitten Besonderheiten auf. Die Gelenkflächen der Halswirbelsäule und der oberen Brustwirbelsäule sind gegenüber der Transversalebene stärker horizontal angeordnet als in den anderen Wirbelsäulenabschnitten. Dies erklärt die größere Beweglichkeit in der Halswirbelsäule bei Rotation und Lateralflexion. Im Bereich der unteren Brustwirbelsäule und der Lendenwirbelsäule sind die Gelenkflächen zunehmend vertikal angeordnet. Die Stellung der Facettengelenke wird in Abb. 2 von White und Panjabi anschaulich dargestellt. Die Facettengelenke werden hier durch Karten repräsentiert mit ihren Winkeln gegenüber den drei Raumachsen (engl. *Card Angles*). Dabei liegt der Inklinationswinkel, also der Winkel entlang der X-Achse, für die Facettengelenke der Halswirbelsäule bei etwa 45 °. Allerdings ist zu beachten, dass dies

nur ungefähre Werte sind und dass die Werte auch innerhalb der gleichen Wirbelsäulenabschnitte teilweise deutlich variieren können [108].

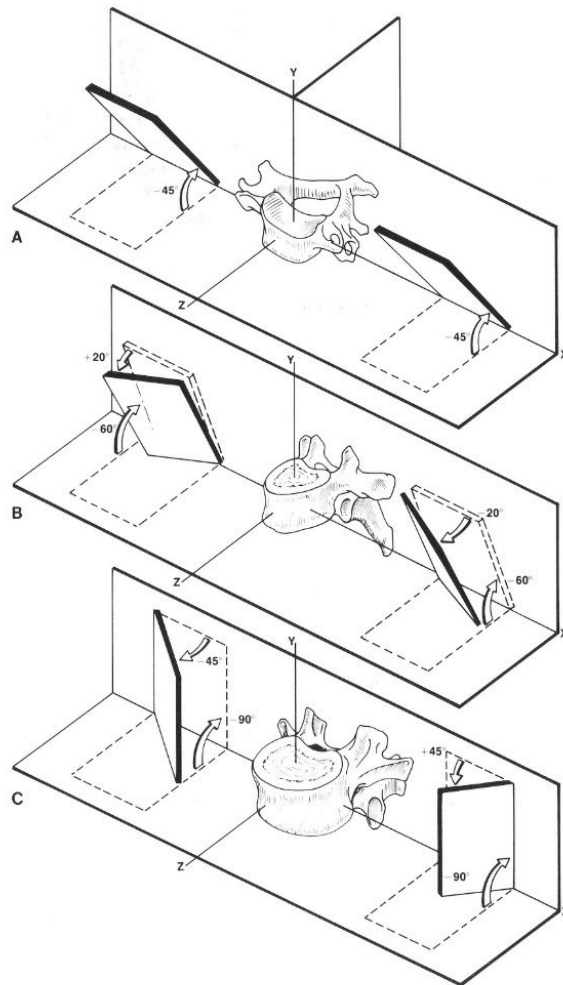


Abb. 2: Stellung der Facettengelenke als Card Angles. (A) Der Inklinationswinkel für die Halswirbelsäule liegt bei etwa 45°. (B) Brustwirbelsäule, (C) Lendenwirbelsäule. Aus White und Panjabi 1990 [108].

Die Gelenkflächen sind mit einem avaskulären hyalinen Knorpel bedeckt, der in den unterschiedlichen Wirbelsäulenabschnitten in der Dicke variiert. Diese Inkongruenz der Gelenkflächen wird beispielsweise schon bei Fick 1911 beschrieben [35]. Hierbei ist in der Regel in der Mitte der Gelenkfläche die Knorpelschicht am dicksten und dünnt zu den Rändern hin aus. Teilweise finden sich an den Rändern sogar Stellen, wo der subchondrale Knochen frei liegt [79]. Die Größe der artikulierenden Gelenkflächen variiert ebenfalls in den verschiedenen Wirbelsäulenabschnitten innerhalb eines Facettengelenks. Je größer die Differenz, desto größer ist die Beweglichkeit des Gelenkes [79].

Die Synovialmembran ist sehr dünn und wölbt sich an manchen Stellen in die Gelenkhöhle. Diese als meniskoide Falten bezeichneten intraartikuläre Strukturen vergrößern die Belastungsfläche des Gelenks und schützen den Gelenkknorpel, indem sie dessen Inkongruenz ausgleichen. Außerdem werden so die Stellen mit freiliegendem subchondralen Knochen abgedeckt. (Die genaue mechanische Funktion der meniskoiden Falten ist noch nicht geklärt [36]). Die Gelenkkapsel schützt das Gelenk und schränkt ebenfalls die Bewegungen ein [8, 53, 79, 119].

1.1.3.3. Bandapparat

Bei den Bändern (Lig., Ligamentum [Sg.], Ligg., Ligamenta [Pl]) der Wirbelsäule kann zwischen Wirbelkörper- und Wirbelbogenbändern unterschieden werden. Die Wirbelkörperbänder liegen dem Wirbelkörper in Form des vorderen Längsbandes (Lig. longitudinale anterius) und des hinteren Längsbandes (Lig. longitudinale posterius) an und verbinden diese. Das vordere Längsband verläuft dabei vom vorderen Atlasbogen zum Os sacrum und stabilisiert die Wirbelsäule besonders bei Extensionsbewegungen. Das hintere Längsband verläuft vom Hinterhauptsbein zum Sakralkanal und bewirkt eine geringe Stabilisierung bei der Ventralflexion [8, 13, 53, 108, 119].

Zu den Wirbelbogenbändern gehören die Ligg. flava, die ihre gelbe Färbung aufgrund des hohen Anteils an elastischen Fasern haben. Sie sind zwischen den Wirbelbögen aufgespannt und begrenzen den Wirbelkanal. Dem Zug des Rumpfes wirken die Ligg. flava mit einer Vorspannung in Längsrichtung von 10 – 20 N (Newton) entgegen. Sie sind außerdem an der Streckung der Wirbelsäule beteiligt. Die Ligg. interspinalia spannen sich zwischen den Dornfortsätzen und stabilisieren die Wirbelsäule in der Sagittalebene bei der Ventralflexion und Dorsalextension. In der Halswirbelsäule mündet das Ligamentum interspinale in eine dünne Bindegewebsplatte, die bis zum Hinterhaupt läuft, dem Ligamentum nuchae. Das Ligamentum supraspinale verbindet die Spitzen der Dornfortsätze und somit auch die Bewegungssegmente. Es stabilisiert die Wirbelsäule ebenfalls in der Ventralflexion. Schließlich gehören noch die Ligg. intertransversaria zu den Wirbelbogenbändern, die sich zwischen den Querfortsätzen spannen und die Wirbelsäule bei Seitenneigung und Drehung stabilisieren [8, 53, 108, 119].

1.1.4. Rückenmark

Das Rückenmark (Medulla spinalis) ist Teil des zentralen Nervensystems und verläuft im Wirbelkanal. Es ist wie das Gehirn von Rückenmarkshäuten (Meningen) und Liquor (Liquor cerebrospinalis) umgeben. Die kraniale Begrenzung ist das Foramen Magnum

des Okzipitalknochens. Kaudal endet es spitz zum Conus medullaris. Da die Wirbelsäule in der Entwicklung schneller wächst als das Rückenmark, befindet sich der Conus medullaris in etwa auf Höhe des 1. – 2. Lendenwirbelkörpers. Vom Conus medullaris aus setzt sich das Rückenmark in Form des nur aus Gliagewebe bestehenden Filum terminale bis zum Ende des knöchernen Wirbelkanals fort. Insgesamt ist das Rückenmark 40 – 45 cm lang. Es wird in 32 – 33 Segmente unterteilt. Aus jedem Segment tritt ein Spinalnervenpaar aus, das dem peripheren Nervensystem zugeordnet wird. Ungefähr ab dem 1. Lendenwirbelkörper treten die Spinalnervenpaare von Lenden- und Sakralmark in Form eines Nervenfaserbündels (Cauda equina) aus und verlaufen zu den entsprechenden Zwischenwirbellöchern von Lendenwirbelsäule und Os sacrum [8, 98, 119].

1.1.5. Untere Halswirbelsäule

Die anatomischen Strukturen der Wirbelsäule variieren in den unterschiedlichen Abschnitten bezüglich bestimmter Merkmale. Aus diesem Grund werden die anatomischen Besonderheiten der unteren Halswirbelsäule hier noch einmal gesondert aufgeführt.

Die untere Halswirbelsäule umfasst den Wirbelsäulenabschnitt von C3 bis C7. Die Wirbelkörper der unteren Halswirbelsäule haben eine rechteckige Grundform, wobei sich die Wirbel C3 bis C6 sehr ähnlich sind. Die Flächen der Endplatten weisen annähernd die gleiche Größe auf wie die Gelenkflächen der Wirbelgelenke. Am seitlichen Rand der Deckplatten finden sich gewölbte Fortsätze, die Hakenfortsätze (Unci corporum). Sie sind entwicklungsgeschichtlich den Wirbelbögen zuzuordnen. Im Bereich der Unci corporum kommt es ab etwa dem 10. Lebensjahr zu einer Spaltbildung innerhalb vom Nucleus pulposus der Zwischenwirbelscheibe. Bei diesen bereits von Luschka beschriebenen (und daher synonym auch als Luschkasche Gelenke bezeichneten) Strukturen handelt es sich um Halbgelenke (Hemiarthrosen), die keine Gelenkfunktion erfüllen. Sie entstehen in der Regel auf physiologische Weise aufgrund von Kompressions- und Scherkräften [8, 53, 60, 79, 119]. In Abb. 3 ist der anatomische Aufbau eines Wirbelkörpers der unteren Halswirbelsäule exemplarisch anhand HWK 5 dargestellt.

Die Querfortsätze haben je zwei Höckerchen (Tuberculum anterius und Tuberculum posterius). Zwischen diesen verläuft eine Rinne (Sulcus nervi spinalis), in welcher der entsprechende segmentale Spinalnerv verläuft. Die Rippen sind im Bereich der Halswirbelsäule in der Regel zurückgebildet. Als Rippenrudiment gilt das Tuberculum anterius, welches auch an der Bildung des Foramen transversarium beteiligt ist, in dem

die Arteria vertebralis verläuft. Die Dornfortsätze von HWK 3 – HWK 6 sind gegabelt und nehmen nach kaudal an Größe zu. Der 7. Halswirbel gilt als Übergangsform zu den Brustwirbeln. Sein Dornfortsatz ist nicht gegabelt und in der Regel sehr gut durch die Haut tastbar (Vertebra prominens) [8, 53, 119].

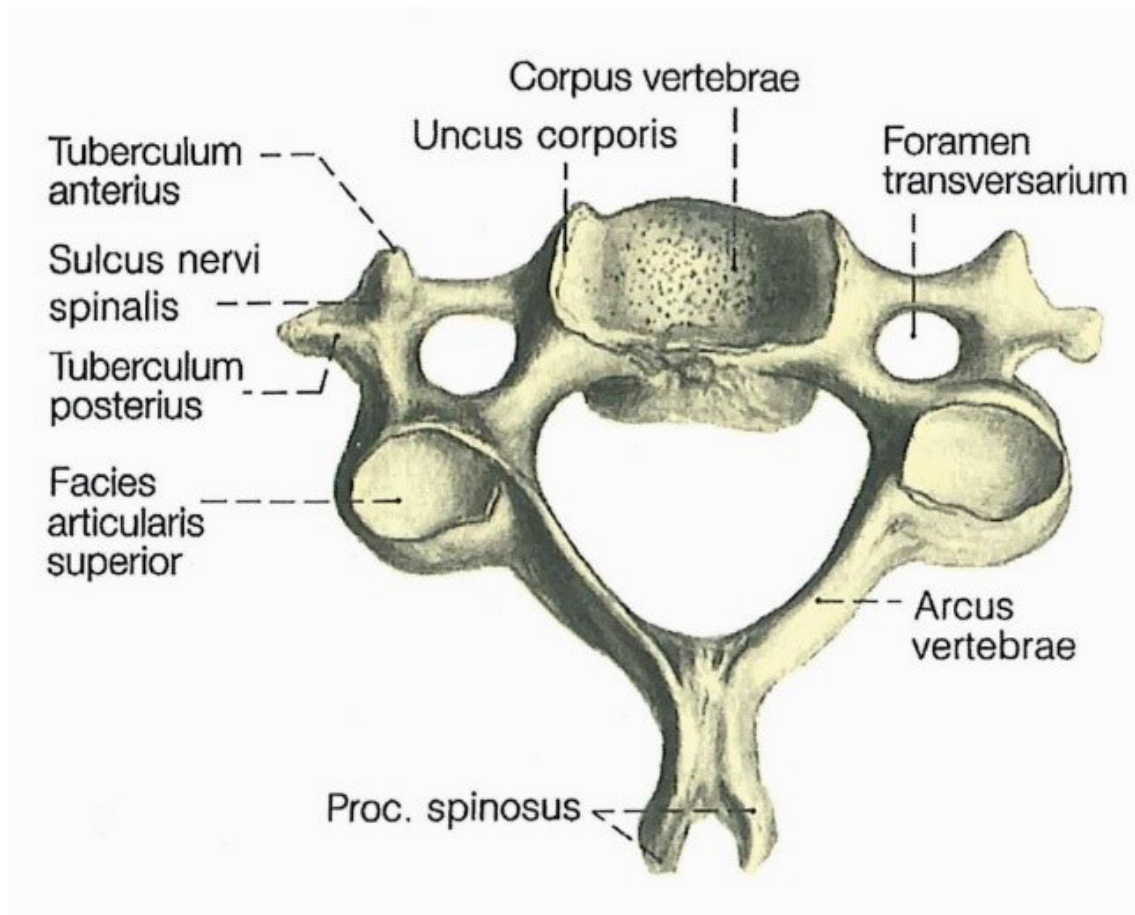


Abb. 3: Halswirbelkörper 5 von kranial. Aus Benninghoff 2008 [8]

1.2. Biomechanische Grundlagen

1.2.1. Mechanische Eigenschaften von Diarthrosen

Auf die Wirbelsäule wirken Lasten in Form von Kräften und Momenten. Die Einheit der Kraft ist Newton (N). Eine Kraft, die auf einen Körper einwirkt, verändert dessen Geschwindigkeit, der Körper erfährt dabei eine Beschleunigung. Die mathematische Definition der Kraft ist ein Vektor. Dieser ergibt sich aus einer Strecke mit gegebener Größe (Betrag), Lage und Richtung und wird graphisch als Pfeil dargestellt, wobei die Pfeilspitze die Richtung und die Länge des Pfeils den Betrag der Kraftgröße darstellt. Die Gerade durch Pfeilspitze und Pfeilende ist die Wirklinie der Kraft. Kräfte, die über einen Hebelarm wirken, sind definiert als Momente. Sie ergeben sich aus dem Produkt aus Kraft und Länge des vertikal zur Wirklinie stehenden Hebelarms (der Abstand zum

Drehzentrum). In einem Drehzentrum, beispielweise von einem Gelenk, entsteht so ein Drehmoment [8, 53].

Auf Gelenke wirken Hebelarme durch die Muskel- und Bandkräfte sowie durch die Kraft des Körperteilgewichtes. Letztere ist durch die Schwerkraft bedingt. Durch diese einwirkenden Kräfte spricht man bei Gelenken auch von einer kraftschlüssigen Gelenkführung. Wenn ein Gelenk nicht bewegt wird, heben sich alle einwirkenden Drehmomente auf, die Drehmomentsumme beträgt dann null. Es herrscht ein Momentengleichgewicht. Muskel- und Bandkräfte wirken dabei der Schwerkraft entgegen. Der daraus resultierende Kraftvektor wird als Gelenkresultierende R bezeichnet. Sie verläuft durch den Gelenkdrehpunkt und verändert sich bei Bewegungen. Der Gelenkdruck wiederum resultiert aus der Größe der Gelenkresultierenden und der Größe der Gelenkfläche, welche die Kraft aufnimmt [53, 119].

1.2.2. Mechanische Eigenschaften der Wirbelsäule

1.2.2.1. Mechanische Eigenschaften der Wirbelsäule als Ganzes

Durch ihre mechanischen Eigenschaften erfüllt die Wirbelsäule gleich mehrere Funktionen. Sie wirkt zum einen an der Aufrechterhaltung einer bestimmten Körperhaltung und erfüllt damit eine statische Funktion. Die Statik umfasst die Lehre von den ruhenden Kräften. Zum anderen ermöglicht sie die Beweglichkeit des Körperstammes und hat damit auch eine kinetische Funktion. Analog zur Statik ist die Kinetik die Lehre von den bewegten Kräften. Ihre passive Stabilität wird durch die Zwischenwirbelscheibe und die umgebenden Knochen- und Bandstrukturen gewährleistet, aktiv unterstützt von der Muskulatur. Außerdem dient die Wirbelsäule der Aufnahme und Weiterleitung von Kräften und sie schützt das Rückenmark. Das bereits im Abschnitt Anatomie erwähnte Bewegungssegment nach Junghanns stellt die kleinste funktionelle Einheit der Wirbelsäule dar und spiegelt die biomechanischen Eigenschaften der kompletten Wirbelsäule wider. Dabei hängen die biomechanischen Eigenschaften von dem Zustand seiner einzelnen Bauteile ab [8, 51, 53, 108].

Die auf die Wirbelsäule wirkenden Kräfte setzen sich aus dem Körperteilgewicht, der Vorspannung des Bandapparates, der Muskelaktivität und aus von außen wirkenden Kräften zusammen. Auf das Bewegungssegment wirkt das Körperteilgewicht von kranial zusammen mit dessen Hebelarm. Dabei nimmt die Belastung von kranial nach kaudal zu, bedingt durch das zunehmende Körperteilgewicht. Die Rückenmuskulatur muss den einwirkenden Kräften aktiv, der Bandapparat passiv entgegenwirken.[8, 13]. In der

Neutralstellung befindet sich der Körperschwerpunkt ventral zur Wirbelsäule, wodurch auch die Wirklinie der Last vor den Wirbelkörpern liegt. Daraus resultiert ein nach ventral gerichtetes Drehmoment, wodurch die Wirbelsäule zu einer Flexionsbewegung beziehungsweise einem Ventralschub neigt. Als mechanisch stabil gilt die Wirbelsäule, wenn die Summe aller Kräfte und Momente, die auf sie wirken, gleich null beträgt. Mittels intradiskaler Druckmessung können die auf ein Bewegungssegment wirkenden Kräfte bestimmt werden [53, 108].

Zur Darstellung der Lastverteilung hat Denis das Bewegungssegment 1983 in drei Säulen eingeteilt. Dabei umfasst die ventrale Säule die ventralen Längsbänder und die ventrale Hälfte des Wirbelkörpers. Die mittlere Säule setzt sich aus der dorsalen Hälfte des Wirbelkörpers und den dorsalen Längsbändern zusammen. Die dorsale Säule bilden die knöchernen Fortsätze, einschließlich der Facettengelenke und der Dornfortsätze, sowie der dorsale Bandapparat [23].

1.2.2.2. Mechanische Eigenschaften der Wirbel

Der Wirbelkörper trägt gemeinsam mit den Facettengelenken und den Zwischenwirbelscheiben den Großteil der axialen Belastung. Hierbei werden die Lasten hauptsächlich vom spongiösen Knochen aufgenommen. Bei den Zwischenwirbelscheiben wird die Belastung mit axialen Kräften primär vom Nucleus pulposus getragen. Zug- und Scherkräfte hingegen schränkt der Anulus fibrosus ein. Dabei sind die biomechanischen Eigenschaften stark vom Degenerationsgrad der Zwischenwirbelscheibe abhängig, welcher wiederum stark altersabhängig ist. Die Bänder des Bewegungssegments schränken Zug- und Scherkräfte ein, wirken allerdings keinen Druckkräften entgegen. Bei unterschiedlichen Bewegungen der Wirbelsäule sind immer bestimmte Bänder an- und entspannt. Die Bänder müssen einerseits ausreichend Bewegung im Bewegungssegment ermöglichen und gleichzeitig die Bewegungen so einschränken, dass speziell das Rückenmark nicht verletzt wird [8, 108].

1.2.2.3. Mechanische Eigenschaften der Facettengelenke

Bereits Luschka verweist darauf, dass die Beweglichkeit der Wirbelsäule von dem bei ihm als „Seitengelenk“ bezeichneten Facettengelenk abhängig ist und dass die Beweglichkeit im Bereich der Halswirbelsäule besonders groß ist [60]. Virchow beschreibt die Facettengelenke als „Hemmungsapparat und Leitschiene“ der Bewegung [107]. Somit lag die Einschätzung der Funktion der Facettengelenke hauptsächlich auf

der Kinetik. Erst in jüngerer Zeit wurde auch mehr über die statische Funktion der Facettengelenke herausgefunden [79].

Die Facettengelenke leiten und hemmen die Bewegungen im Bewegungssegment. Sie schränken dabei die Relativbewegungen der Wirbel durch Dreh- und Scherkräfte ein, welche die Strukturen des Bewegungssegmentes schädigen könnten. Zusammen mit den anderen anatomischen Strukturen des Bewegungssegmentes wirken sie an der Aufrechterhaltung der Stabilität der Wirbelsäule mit. Gleichzeitig sind sie an der Übertragung und Verteilung von Kräften beteiligt [8, 42, 53, 79, 108, 115]. Hierbei nimmt speziell die Gelenkkapsel eine bewegungshemmende Rolle ein, was sich zum Beispiel durch eine deutliche Zunahme der Beweglichkeit im Bewegungssegment nach Entfernung der Kapsel zeigt und von Zdeblick et al. in einer Studie bestätigt werden konnte [118].

Weiterhin nehmen die Facettengelenke axiale Kräfte auf und leiten sie entlang der Wirbelsäule weiter [79]. Pal und Routal fanden heraus, dass aufgrund der Lordose der Halswirbelsäule die Gewichtsbelastung deutlich stärker auf der dorsalen Säule und damit auf den Facettengelenken liegt. Im Bereich der Brustwirbelsäule verlagert sich die Belastung auf die ventrale Säule [67]. In der anatomischen Normalstellung wirken somit das Körperteilgewicht als vertikale Kraft und der Ventralschub aufgrund des ventral liegenden Körperschwerpunktes auf die Facettengelenke. Dabei verändert sich die Belastung im Gelenk, sobald sich die Neigung der Kräfteresultierenden verändert [53]. In Abb. 4 ist dieser Zusammenhang dargestellt.

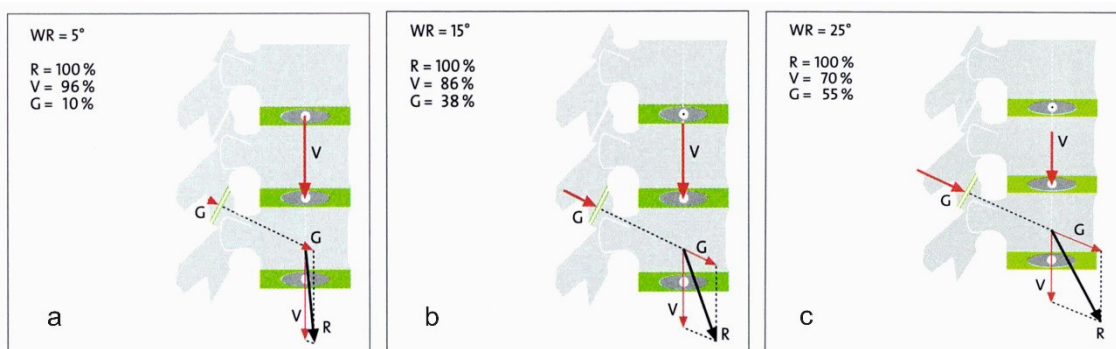


Abb. 4: Facettengelenksbelastung in Abhängigkeit vom Ventralschub; WR ist der Neigungswinkel der Wirklinie der Resultierenden gegen die Vertikale, die sich aus der Neigung des Wirbelsäulenabschnittes in der Sagittalebene ergibt. R ist die Resultierende aus Muskelkraft und Gewicht (zur Veranschaulichung wurde der Wert auf 100 % gesetzt), V die Belastung der Zwischenwirbelscheibe und G die Belastung der Facettengelenke. Mit Zunahme der Neigung (von a zu c) erhöht sich der Ventralschub und die Gelenkbelastung nimmt zu. Gleichzeitig nimmt die Belastung der Zwischenwirbelscheiben ab. (Dass die Summe aus V und G größer als 100 % ist, ergibt sich aus der Konstruktion der Kräfteparallelogramme.) Nach Kummer 2005 [53].

Auch der Kontakt der Gelenkflächen ist bei Belastung nicht gleichbleibend und verändert sich während verschiedener Belastungsarten und Bewegungen, unter anderem aufgrund der Inkongruenz der Gelenkflächen [79, 108].

1.2.2.4. Mechanische Eigenschaften der unteren Halswirbelsäule

Die statische Belastung der Halswirbelsäule resultiert zum Großteil aus der axialen Belastung durch das Kopfgewicht. Hierbei ändert sich die Belastung, abhängig von der Lage und Position des Kopfes [13]. Moroney et al. fanden in einer in vivo Studie heraus, dass die axiale Belastung auf Höhe von HWK 4 in Ruhe durchschnittlich bei 122 N lag, wobei von einer mittleren Gewichtskraft des Kopfes von 46,7 N ausgegangen wurde. Die zusätzliche Belastung sei durch die Stellung der Halswirbelsäule, der Muskelkräfte und der Vorspannung der Bänder zu erklären. Bei maximaler Flexion wurden durchschnittliche axiale Belastungen von 588 N gemessen, bei maximaler Extension sogar Werte über 1164 N. Hierbei wurde allerdings nicht untersucht, auf welche anatomischen Strukturen des Bewegungssegmentes sich die Kräfte verteilen [63]. Laut Kummer können die Facettengelenke der Halswirbelsäule bis zu 70% der Gesamtlast tragen [53].

1.2.3. Verhalten der Wirbelsäule unter Lasteinwirkung

Das mechanische Verhalten eines Körpers, sich bei Lasteinwirkung zu verformen, wird als Flexibilität bezeichnet. Um diese messen zu können, werden in der Regel Biegemomente auf die Wirbelsäule appliziert, wodurch es zu Auslenkungen in den physiologischen Bewegungsachsen kommt. Zusätzlich können dazu noch axiale Kräfte in Form einer Vorlast auf die Wirbelsäule aufgebracht werden. Die der Flexibilität entgegengesetzte Kraft ist die Steifigkeit. Sie beschreibt demnach die Fähigkeit eines Körpers, einer aufgebrachten Kraft Widerstand entgegenzusetzen [108].

Um das Verhalten der Wirbelsäule bei Einwirken von Kräften und Drehmomenten beschreiben und graphisch darstellen zu können, wird oftmals eine Last-Verformungskurve in einem Kraft-Weg-Diagramm genutzt (siehe Abb. 5). Dabei zeigt sich, dass sich die Wirbelsäule nicht linear verhält. Bei der Applikation von kleinen Lasten verformt sich die Wirbelsäule leicht, es gibt kaum Widerstand der anatomischen Strukturen, was sich speziell aufgrund des physiologischen Spielraums von Bändern und Zwischenwirbelscheibe erklären lässt. White und Panjabi haben diesen stark ansteigenden Abschnitt der Last-Verformungskurve als neutrale Zone (engl. Neutral Zone, NZ) bezeichnet. Mit zunehmender Kraft steigt auch der Widerstand der

anatomischen Strukturen, wodurch der zweiphasige Verlauf der Last-Verformungskurve zu erklären ist. Die Steigung der Kurve nimmt hier ab. Sie wird als elastische Zone (engl. Elastic Zone, EZ) bezeichnet. Das maximale Bewegungsausmaß setzt sich aus der Summe von neutraler Zone und elastischer Zone zusammen und wird als Range of motion (ROM) bezeichnet. Ein weiterer Einflussfaktor auf den Kurvenverlauf ergibt sich aufgrund des sogenannten viskoelastischen Verhaltens der Wirbelsäule. Dies beschreibt das unterschiedliche Verhalten in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit, mit der eine Kraft appliziert wird sowie mit der Häufigkeit, mit der eine Bewegung an der Wirbelsäule wiederholt wird. Beides kann den Kurvenverlauf abändern [108].

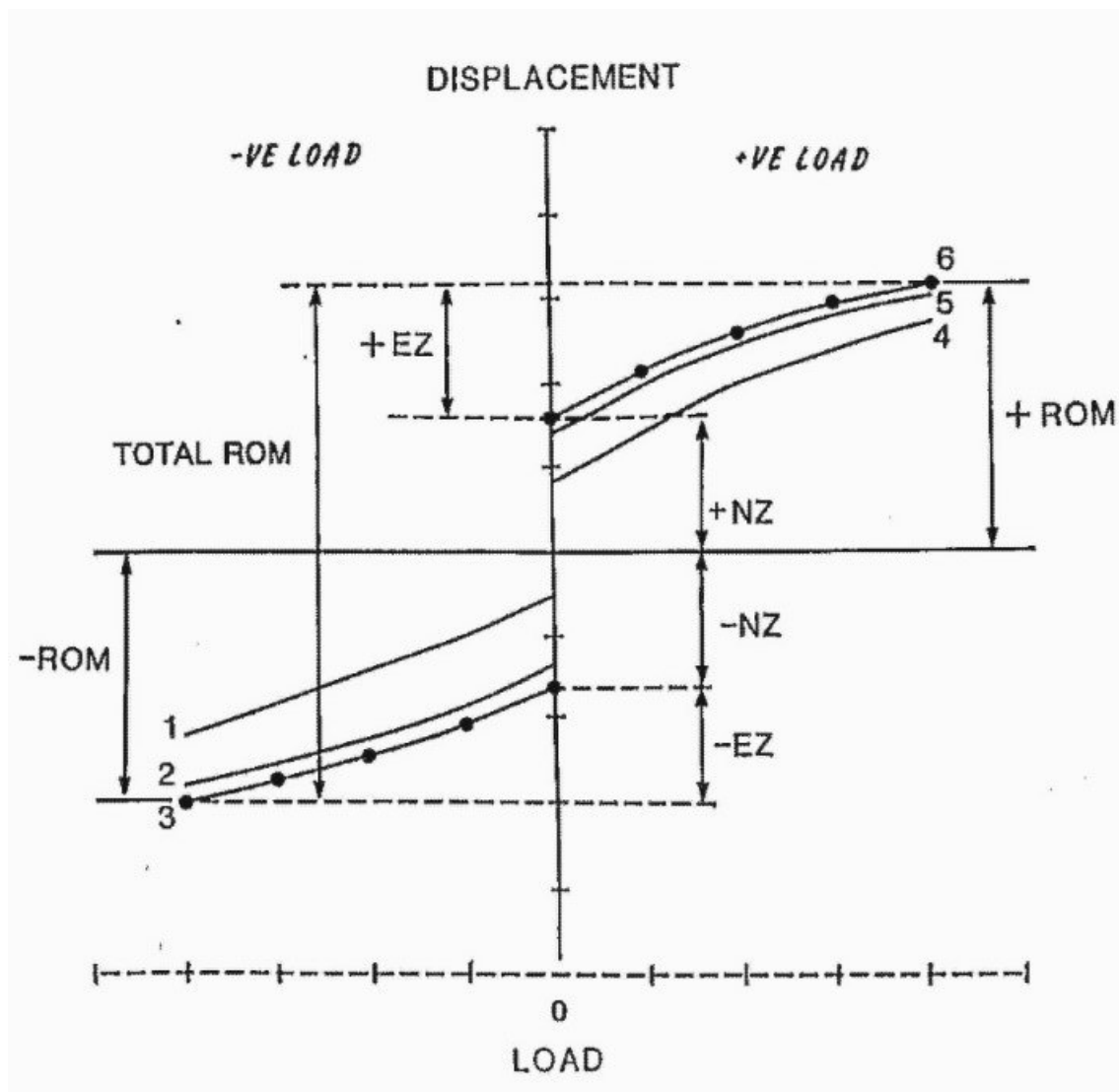


Abb. 5: Kraft-Weg-Diagramm. Load steht für die Kraft, das Displacement für den Weg. Die ROM (engl. Range of motion) ist das Bewegungsausmaß, NZ die neutrale Zone (engl. Neutral Zone) und EZ die elastische Zone (engl. Elastic Zone). Aus Panjabi 1988 [69].

1.2.4. Bewegungen der Wirbelsäule

Nicht alle Wirbelsäulenabschnitte weisen die gleiche Beweglichkeit auf. Die variierende Beweglichkeit resultiert hauptsächlich aus dem unterschiedlichen Aufbau und der unterschiedlichen Stellung der Facettengelenke in den verschiedenen Wirbelsäulenabschnitten [8, 68, 79, 108]. Ein Bewegungssegment einzeln betrachtet bietet dabei nur wenig Bewegungsausschlag, die Summe mehrerer Bewegungssegmente ermöglicht erst die deutliche Wirbelsäulenbeweglichkeit [8].

Folgende Hauptbewegungen gibt es in der Wirbelsäule: Um die transversale Achse sind Vor- und Rückbeugung möglich (Sagittalflexion: Ventralflexion und Dorsalflexion), um die sagittale Achse die Seitneigung (Lateralflexion) und um die Längsachse die Drehung (Rotation) [8, 53, 119]. Die größten Bewegungsausschläge der Sagittalflexion und der Rotation sind dabei in der unteren Halswirbelsäule möglich. Die größte Beweglichkeit bei Seitneigung findet in der Lendenwirbelsäule statt [8, 108].

Allerdings kommen die aufgeführten Bewegungen nicht isoliert in der Wirbelsäule vor. Aufgrund des Bandapparates, der Zwischenwirbelscheiben und dem unterschiedlichen Aufbau der Wirbelkörper erfolgen zwangsläufig gekoppelte Bewegungen, um mehr als nur eine Raumachse. So ist beispielsweise eine Rotationsbewegung in der Halswirbelsäule immer mit einer Lateralflexion gekoppelt [79, 108]. Dieses Phänomen konnte auch im Rahmen von in vitro Studien an mehrsegmentalen Wirbelsäulenpräparaten der Halswirbelsäule nachgewiesen werden [71].

1.3. Verletzungen der unteren Halswirbelsäule

1.3.1. Instabilitätsbegriff

Eine der wesentlichen Fragen bei allen Wirbelsäulenverletzungen ist, ob der betroffene Abschnitt als stabil oder instabil einzustufen ist, unter anderem im Hinblick auf die Therapieentscheidung. Es existiert allerdings keine endgültige Definition spinaler Instabilität [13]. Nach der Definition von White und Panjabi ist eine Wirbelsäulenverletzung als instabil einzustufen, wenn die Wirbelsäule den auf sie wirkenden physiologischen Kräften nicht mehr Stand halten und damit den physiologischen Bewegungsrahmen nicht mehr aufrechterhalten kann, so dass es zu neu aufgetretenen neurologischen Defiziten bzw. zusätzlichen neurologischen Defiziten sowie einer starken Verformung der Wirbelsäule und starken Schmerzen kommt [108]. Einer anderen Definition liegt das Drei-Säulen-Modell zugrunde. Eine spinale Instabilität

liegt demnach dann vor, wenn mindestens zwei der drei Säulen verletzt sind [23]. In Europa wird die Instabilität häufig nach der Klassifikation der AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen) und damit nach dem Zwei-Säulen-Modell nach Magerl bestimmt, wobei die Instabilität von Typ A-Verletzungen (stabil) zu den Typ C-Verletzungen zunimmt (instabil) [61].

1.3.2. Einflussfaktoren und Ursachen von Verletzungen der Wirbelsäule

Um die typischen Verletzungsmuster der Wirbelsäule aus biomechanischer Sicht verstehen zu können, müssen laut White und Panjabi die sechs Freiheitsgrade der Bewegung sowie die Momentanachse der einwirkenden Kraft (engl. Instantaneous axis of rotation) auf das Wirbelsäulensegment berücksichtigt werden. Letztere beschreibt das Zentrum der Rotation und bestimmt die Art der Deformation des Wirbels, die aus der einwirkenden Kraft resultiert. Beispielsweise löst eine vertikal wirkende Kraft ventral zur Momentanachse eine Flexionsbewegung aus [108]. Neben den biomechanischen Gesichtspunkten gibt es weitere Einflussfaktoren, die das Risiko für Verletzungen an der Halswirbelsäule und den Frakturtyp mitbestimmen. Hasler et al. stellten in einer klinischen Studie fest, dass bei Traumapatienten mit Bewusstseinsstörungen (ermittelt anhand eines niedrigen Wertes in der Glasgow Coma Scale, GCS), einem erniedrigten systolischen Blutdruck und schweren Gesichtsverletzungen häufiger Verletzungen der Halswirbelsäule vorlagen. Auch ein Alter ≥ 35 Jahre und das männliche Geschlecht erwiesen sich als Prädiktoren für Traumata der Halswirbelsäule [44]. Einen Zusammenhang zwischen höherem Alter und einem erhöhten Verletzungsrisiko für die Halswirbelsäule konnte ebenfalls von Pintar et al. in einer experimentellen Studie beobachtet werden [76]. Nach Cusick et al. wird das Verletzungsrisiko zusätzlich erhöht, wenn die betroffene Halswirbelsäule degenerative Veränderungen aufweist [19]. Ob die stützende Muskulatur während des Traumas angespannt oder entspannt ist sowie die Stellung des Kopfes und die Ausprägung der Lordose der Halswirbelsäule, konnten auch als Einflussfaktoren ausgemacht werden [87, 88, 92]. Häufige Ursachen für Verletzungen der unteren Halswirbelsäule sind Verkehrsunfälle, Stürze und Sportunfälle wie beispielsweise beim Sprung in flache Gewässer [44, 99, 108]. Das Wirbelsäulensegment von C5/C6 ist dabei am häufigsten betroffen [39].

1.3.3. Facettengelenksverletzungen

Bei über 10% aller Verletzungen der subaxialen Halswirbelsäule liegt eine Mitbeteiligung der Facettengelenke vor. Die Ursachen sind damit die gleichen, wie bei Verletzungen der Halswirbelsäule ohne Beteiligung der Facettengelenke [7]. Am häufigsten handelt es sich um Verkehrsunfälle, Stürze und Sportunfälle [44, 108]. Hierbei können die Facettengelenke subluxieren, luxieren oder frakturieren. Die Verletzungen können weiterhin uni- oder bilateral auftreten. Im deutschsprachigen Raum wird die Subluxation auch als reitende Verrenkung und die Luxation beziehungsweise Dislokation als verhakte Verrenkung bezeichnet [99]. Die Verletzungsmechanismen für die Luxation und die für die Frakturen unterscheiden sich dabei nur geringfügig. Wahrscheinlich überwiegen bei der Luxation/Dislokation die Distraktionskräfte auf die dorsalen Elemente, bei der Fraktur überwiegen die Scherkräfte auf die Facettengelenkskörper [7]. Aufgrund der wichtigen Bedeutung der Facettengelenke für die Biomechanik des Bewegungssegmentes beeinflusst eine Verletzung das mechanische Verhalten unmittelbar [17, 108]. Fast immer liegt zusätzlich eine deutliche Verletzung von Gelenkkapseln, Bandapparat und Zwischenwirbelscheibe vor, häufig in Kombination mit einer Rückenmarksverletzung [99, 108]. Sowohl bei der unilateralen als auch bei der bilateralen Facettengelenksluxation disloziert der kraniale Gelenkkörper nach ventral [108]. Dabei ist am häufigsten das Segment von C5/C6 betroffen [39]. Pal et al. äußern die Vermutung, dass eine Ursache dafür die große Beweglichkeit in diesem Segment sein könnte, die aus der Stellung der Facettengelenke resultiert [68].

1.3.3.1. Unilaterale Facettengelenksverletzungen

Die unilateralen Facettengelenksverletzungen entstehen in den meisten Fällen durch eine Flexionsbewegung in Kombination mit einer axialen Rotation [108], bzw. einer Lateralflexion in Kombination mit einer axialen Rotation [68]. Der Verletzungsmechanismus ist in Abb. 6 dargestellt. Es kommt bei diesem Verletzungsmuster häufig zu einer Zerreißung der Gelenkkapseln, der Zwischenwirbelscheibe und der dorsalen Bänder bzw. im Speziellen der Ligamenta interspinalia [108]. Selbst wenn es zu keiner Zerreißung der Kapsel- und Bandstrukturen kommt, ist die unilaterale Facettengelenksverletzung häufig instabil. Crawford et al. simulierten unilaterale verhakte Verrenkungen an humanen Halswirbelsäulenpräparaten, indem sie diese während Flexion und Lateralflexion axial belasteten. Im Zustand des verhakten Facettengelenks war das Bewegungssegment stabil. Nach Reposition der

Verrenkung hatte die Beweglichkeit im Wirbelsäulensegment deutlich über das physiologische Maß hinaus zugenommen und war als instabil einzustufen. Als Ursache wird die Dehnung und Beschädigung von Kapsel- und Bandapparat mit einer daraus resultierenden erhöhten Laxizität verantwortlich gemacht [17]. Nach White und Panjabi ist eine unilaterale Facettengelenksverletzung als instabil einzustufen, sobald zusätzlich eine Rückenmarksverletzung vorliegt. Diese spricht für eine deutliche Verschiebung der Wirbel innerhalb eines Bewegungssegmentes, welche nur möglich ist, wenn Kapsel- und Bandapparat massiv beschädigt sind [108].

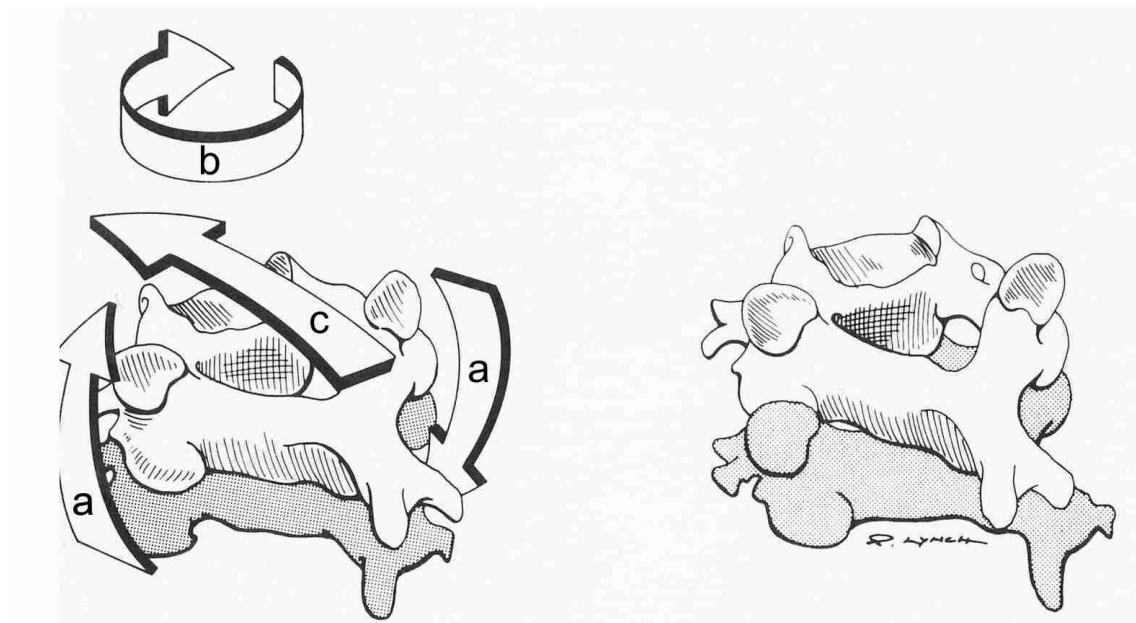


Abb. 6: Verletzungsmechanismus unilateraler Facettengelenksdislokationen. Die Pfeile spiegeln die für diese Verletzungsart notwendigen Bewegungen aus Lateralflexion (a) und axialer Rotation (b) oder aus Lateralflexion (a) und Flexion (c) wider. Nach White und Panjabi 1990 [108].

Auch die Kombination aus Luxation mit kontralateraler Fraktur der Facettengelenke ist möglich. Ngo et al. fanden bei 11 von 251 Patienten mit einer Verletzung der subaxialen Halswirbelsäule diese Form der Verletzung. Dabei wiesen alle 11 Betroffenen eine Rückenmarksverletzung auf, vermutlich weil es auch bei diesem Verletzungstyp zu einer deutlichen Verschiebung nach ventral kommt [66].

1.3.3.2. Bilaterale Facettengelenksverletzungen

Bei Bilateralen Facettengelenksverletzungen liegt häufig eine Kombination aus Flexion-Distraktion mit einer Kompressionskraft als Ursache vor [68, 108]. Es kommt hierbei zu einer deutlichen Verschiebung nach ventral (siehe Abb. 7) , wodurch die bilaterale Facettengelenksverletzung immer als instabil einzustufen ist [68, 108]. Hierbei zerreißen fast immer die dorsalen Elemente sowie Gelenkkapseln und Zwischenwirbelscheiben [108].

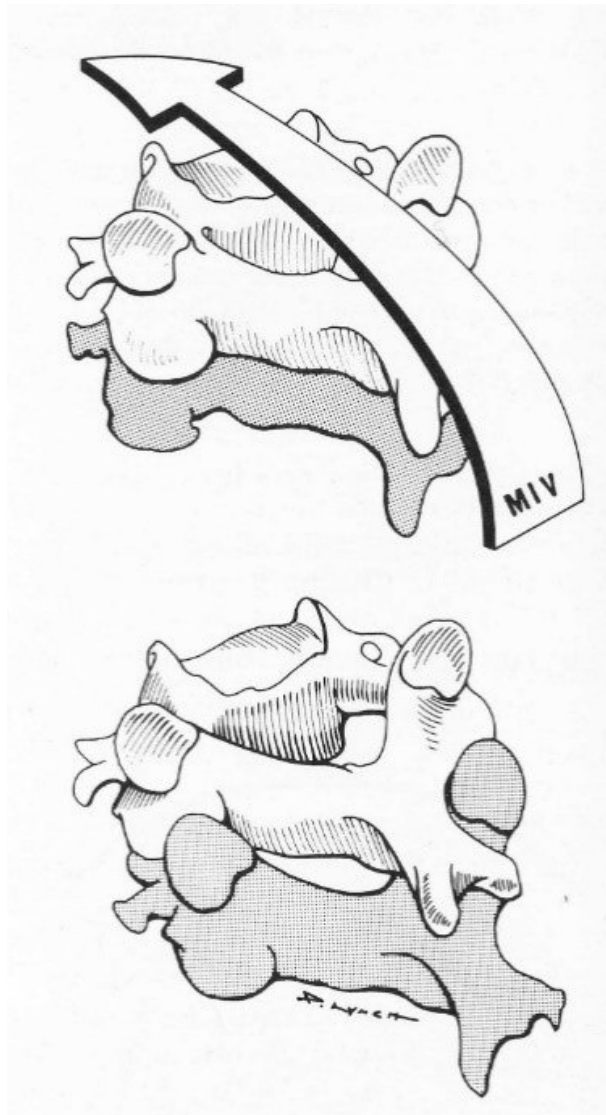


Abb. 7: Verletzungsmechanismus von bilateralen Facettengelenksdislokationen. MIV steht für major injuring vector, welcher die wichtigsten Kräfte zusammenfasst, die eine Verletzung verursachen. In diesem Fall resultiert aus den angreifenden Kräften eine deutliche Verschiebung des kranialen Wirbelkörpers nach ventral. Aus White und Panjabi 1990 [108].

1.3.4. Traumatische Translationsbewegung

Bereits 1975 konnten Panjabi et al. in einer experimentellen Studie herausfinden, dass nach Entfernung der knöchernen Facettengelenke (sogenannte Facettektomie) und anschließender Simulation einer Flexionsbewegung eine deutliche Translationsbewegung nach ventral beobachtet werden konnte [73]. Raynor et al. entfernten die knöchernen Facettengelenke schrittweise und testeten die Präparate bezüglich der Stabilität bei Scherkräften. Sie konnten eine signifikante Abnahme der Stabilität bei einer Entfernung von über 70% der knöchernen Facettengelenke gegenüber der Entfernung von 50% der Facettengelenke feststellen [82]. Cusick et al. konnten ebenfalls eine signifikante Abnahme der Stabilität und eine Zunahme der ventralen Translation nach bilateraler Entfernung der Facettengelenke beobachten [20]. In Abb. 8 wird die Translationsbewegung nach ventral in Abhängigkeit von der Verletzung bzw. Entfernung der ventralen und dorsalen Elemente aufgezeigt.

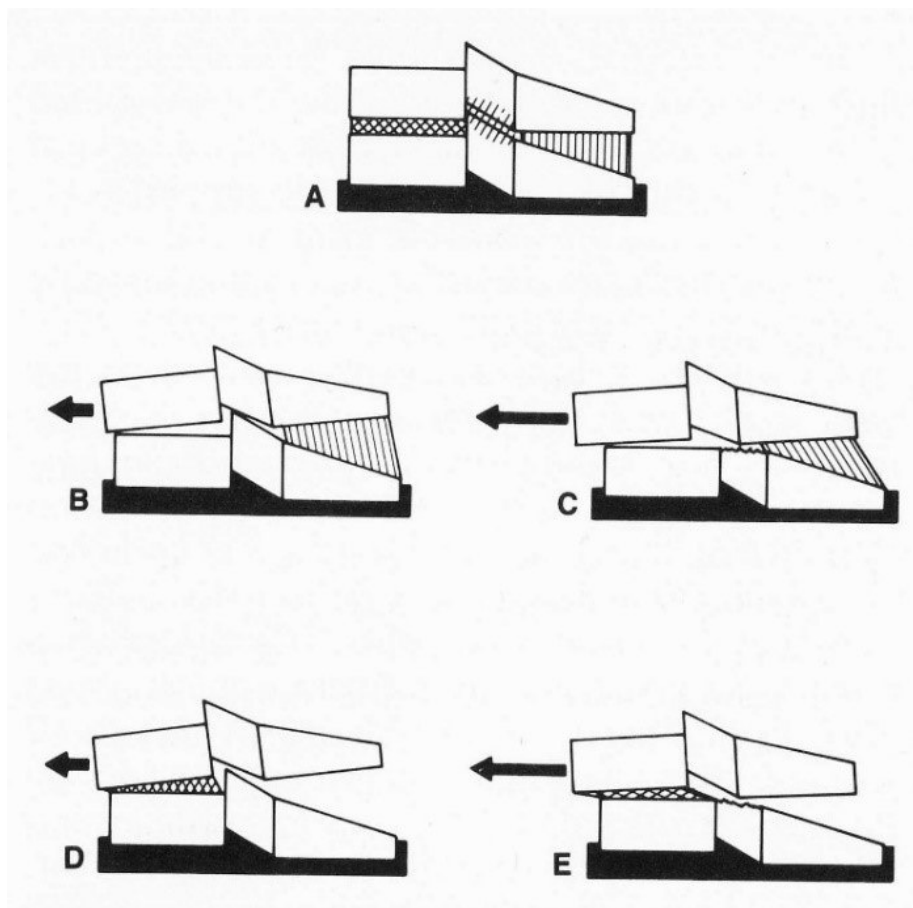


Abb. 8: Traumatische Translationsbewegung bei bilateralen Facettengelenksverletzungen. A spiegelt das intakte Bewegungssegment wider. In B wurden die ventralen Elemente entfernt, in C zusätzlich die Facettengelenke, was eine deutliche Zunahme der ventralen Translationsbewegung bewirkt. In D sind die dorsalen Elemente entfernt, in E zusätzlich die Facettengelenke. Hier bewirkt die Entfernung der Facettengelenke ebenfalls eine Zunahme der Translationsbewegung nach ventral. Aus White und Panjabi 1990 [108].

1.4. Die SLIC-Klassifikation

Bei der von Vaccaro et al. und der Spine Trauma Study Group 2007 veröffentlichten SLIC-Klassifikation handelte es sich um einen neuen Ansatz in der Einteilung und Bewertung subaxialer Halswirbelsäulenverletzungen. Die Subaxial Injury Classification (SLIC) and Severity Scale wurde von den Autoren entwickelt, um eine einheitliche Klassifikation anstelle der vielen verschiedenen bis dahin verwendeten Einteilungen zu etablieren. An den älteren Klassifikationen wird kritisiert, dass der Schwerpunkt zu einseitig auf Rückschlüssen über den Unfallmechanismus und den in der Bildgebung festgestellten knöchernen Defekten beruht und dem diskoligamentären Komplex sowie neurologischen Begleitverletzungen zu wenig Beachtung zukommt. Weiterhin wird die oftmals komplizierte Anwendung im klinischen Alltag beanstandet. Ebenfalls sei die häufig rein deskriptive Beschreibung eines Verletzungsmusters problematisch, da diese oftmals keine klinische Relevanz habe. Auch die Verwendung vieler Eigennamen von Verletzungen wird kritisiert, da diese häufig nicht klar zuzuordnen sind [103].

Die SLIC-Klassifikation basiert auf drei Hauptkategorien, welche die Verletzung charakterisieren sollen:

1. Verletzungsmorphologie
2. Integrität des diskoligamentären Komplexes (engl. disco-ligamentous complex, DLC), bestehend aus dem ventralen und dorsalen Bandapparat und der Zwischenwirbelscheibe
3. Neurologischer Status des Patienten

Jede dieser drei Hauptkategorien wird wiederum in Subkategorien eingeteilt, die nach Schwere der Verletzung Punkte nach einem Punktesystem erhalten. Je schwerer die Verletzung, desto höher ist der Punktwert. Um eine endgültige Beschreibung der Verletzung zu erhalten, müssen neben dem ermittelten Punktwert der drei Hauptkategorien Morphologie, DLC und neurologischem Status noch das verletzte Wirbelsäulensegment, eine Beschreibung der knöchernen Schädigung (u.a. Verletzungen der Facettengelenke) und eventuelle Confounder (wie zum Beispiel Osteoporose oder degenerative Wirbelsäulenerkrankungen) aufgeführt werden. Der Beschreibung knöcherner Schädigungen und den Confoundern werden allerdings keine Punkte zugeordnet. Die ermittelten Punkte für die drei Hauptkategorien werden zum Schluss addiert. Je höher der erreichte Punktwert, desto notwendiger wird eine operative

Therapie. Bei einem Gesamtwert von 0 – 3 Punkten wird ein konservatives Vorgehen empfohlen, bei einem Gesamtscore von ≥ 5 die operative Therapie. Bei einem Gesamtscore von genau 4 gibt es keine klare Empfehlung und die Entscheidung fällt auf den behandelnden Therapeuten. Bei mehreren Verletzungen innerhalb eines Wirbelsäulensegments wird immer nur die schwerste Verletzung mit dem höchsten Punktwert gezählt. Bei mehrsegmentalen Wirbelsäulenverletzungen wird jedes Segment separat bewertet [103]. Tabelle 1 veranschaulicht die Beurteilung einer Verletzung mithilfe der SLIC-Klassifikation.

Tabelle 1: SLIC-Klassifikation (Subaxial Injury Classification [SLIC] and Severity Scale) zur Beurteilung subaxialer Halswirbelsäulenverletzungen. Anmerkung: Eine inkomplette Rückenmarksverletzung bekommt einen höheren Punktwert als eine komplette Rückenmarksverletzung, da sie eine dringlichere Indikation zur operativen Versorgung hat [103].

Verletzungskategorien	Punkte
<u>Morphologie</u>	
Nicht verändert	0
Kompressionsfraktur	1
Berstungsfraktur	2
Distraktionsverletzung	3
Rotations- und Translationsverletzung	4
<u>Diskoligamentärer Komplex</u>	
Intakt	0
Nicht zu ermitteln (nur Signalveränderungen im MRT)	1
Rupturiert	2
<u>Neurologischer Status</u>	
Intakt	0
Nervenwurzelverletzung	1
Komplette Rückenmarksverletzung	2
Inkomplette Rückenmarksverletzung	3
Langstreckige Kompression des Rückenmarks mit neurologischen Defiziten	+1

Facettengelenksverletzungen werden in der SLIC-Klassifikation folgendermaßen berücksichtigt: Nicht bzw. nur gering dislozierte Facettengelenksfrakturen werden den Kompressionsfrakturen zugeordnet. Die Subluxationen und Dislokationen der

Facettengelenke ohne Fraktur und ohne Anzeichen einer Translation oder Rotation werden den Distraktionsverletzungen zugeordnet. Der Grund hierfür ist, dass für eine Subluxation und Dislokation in der Regel deutliche diskoligamentäre Schädigungen vorliegen müssen, die so häufig bei Distraktionsverletzungen auftreten. Unilaterale oder bilaterale Facettengelenksfrakturen mit deutlicher Dislokation werden zu den Translations-/ Rotationsverletzungen gezählt. Sie treten häufig bei einem kompletten Zerreißen von ventralen und dorsalen Bandstrukturen und der Zwischenwirbelscheibe auf, wie sie häufig bei diesem Verletzungsmuster zu beobachten sind. Anders herum kann beispielsweise bei einer Dislokation der Facetten in CT (Computertomographie) oder MRT (Magnetresonanztomographie) auf eine Zerreißen des DLC geschlossen werden, wodurch dieser in der zweiten Hauptkategorie dementsprechend bewertet werden kann [103].

1.5. Operative Therapie subaxialer Facettengelenksverletzungen

Da in der vorliegenden Arbeit die postoperative Primärstabilität verschiedener Facettengelenksverletzungen der subaxialen Halswirbelsäule untersucht wurde, wird im Folgenden auf die Erläuterung der konservativen Therapie verzichtet. Die simulierten Verletzungen hatten alle einen SLIC-Score von ≥ 5 und waren demnach laut Vaccaro et al. operativ zu therapieren [103].

Das Grundprinzip in der operativen Therapie subaxialer Facettengelenksverletzungen mit Subluxation oder Dislokation kann grob in zwei Arbeitsschritte aufgeteilt werden. In einem ersten Schritt erfolgt die Reposition des dislozierten Wirbelsäulensegments. Diese kann geschlossen oder offen erfolgen. Die geschlossene Reposition erfolgt dabei unter kontrolliertem Längszug an der Halswirbelsäule. Dabei stellt sich sowohl für die offene Reposition als auch für die operative Stabilisierung die Frage, ob eher eine isoliert ventrale, eine isoliert dorsale oder eine kombinierte (dorsoventrale) Instrumentierung durchgeführt werden soll [13].

1.5.1. Bandscheibenprolaps

Aufgrund der häufigen Einengung des Spinalkanals bei Facettengelenksdislokationen der subaxialen Halswirbelsäule wird durch das geschlossene Repositionsmanöver häufig schon eine Dekompression der neurologischen Strukturen erreicht. Dabei kann allerdings die Einengung des Spinalkanals neben der Dislokation im betroffenen

Bewegungssegment auch durch Knochenfragmente oder einen Prolaps der Zwischenwirbelscheibe ausgelöst sein [13, 64]. Pratt et al. untersuchten die Häufigkeit von Bandscheibenprotrusionen bei Patienten mit instabilen Wirbelsäulenverletzungen. Dabei war die Inzidenz für die Halswirbelsäule am höchsten, hier wiesen 9 von 19 untersuchten Patienten einen Bandscheibenprolaps mit Einengung des Spinalkanals auf [78]. Eismont et al. fanden in 6 von 68 Patienten mit Dislokation oder Subluxation der Facettengelenke der unteren Halswirbelsäule einen Bandscheibenprolaps, Leite et al. bei 3 von 8 untersuchten Patienten mit diesem Verletzungsmuster [32, 56]. Berrington et al. berichten von Fällen mit einem Prolaps der Zwischenwirbelscheibe, der vor dem Versuch der geschlossenen Reposition nicht diagnostiziert worden war. Hier verschlechterte sich die neurologische Symptomatik der Patienten nach dem Repositionsmanöver [9]. Alle vier Autoren empfehlen für solche Fälle auf die geschlossene Reposition zu verzichten und die operative Stabilisierung mittels ACDFP durchzuführen, was mit der bereits in der Einleitung erwähnten Empfehlung von Dvorak et al. übereinstimmt [28].

1.5.2. Ventrale Instrumentierung

Die Facettengelenksdislokationen der subaxialen Halswirbelsäule wurden früher fast ausschließlich von dorsal operiert. Aufgrund der Sorge um einen Bandscheibenprolaps wird allerdings zunehmend der ventrale Zugang gewählt, um das Bandscheibenfach leichter auszuräumen [10, 37, 64]. Dabei werden die Verletzungen an der unteren Halswirbelsäule in der Regel monosegmental instrumentiert und stabilisiert. Nur in Ausnahmefällen erfolgt eine mehrsegmentale Stabilisierung, u.a. beim zusätzlichen Vorliegen degenerativer Vorerkrankungen (z.B. ein Morbus Bechterew) [13].

Bei der ventralen Instrumentierung erfolgt als erstes die Dekompression, gefolgt von der Diskektomie (Entfernung der Bandscheibe und Ausräumung des Bandscheibenfaches), da die Facettengelenksdislokationen fast immer mit einer Zerreißung der Zwischenwirbelscheibe assoziiert sind. Falls notwendig wird im Anschluss die Reposition durchgeführt. Der nächste Schritt sieht eine Wirbelkörperversteifung (Spondylodese) durch eine Fusion mittels eines Knochenspanes oder mit einem künstlichen Wirbelkörperersatz vor. Zum Schluss wird das betroffene Segment mit einer Plattenosteosynthese von ventral stabilisiert. Dabei können unterschiedliche Modelle zum Einsatz kommen (u.a. rigide, dynamische und winkelstabile Plattensysteme) [10, 13]. Der ventrale Zugang ist im Gegensatz zum dorsalen deutlich gewebeschonender und die operative Lagerung auf dem Rücken zeitsparend. Auch die Möglichkeit zur

Dekompression ist deutlich einfacher zu bewerkstelligen. Komplikationen können unter anderem durch Blutungen aus den Polgefäßen der Schilddrüse und der Verletzung des Nervus laryngeus recurrens entstehen. Auch eine Verlagerung der Schrauben in den Spinalkanal sowie ein Ausbruch der Schrauben und eine Implantatlockerung können auftreten [13, 99].

1.5.3. Biomechanik der ventralen Instrumentierung

Die interkorporelle Fusion mit einem Knochenspan erfordert normalerweise die Entfernung der Zwischenwirbelscheibe sowie der knorpeligen Grundplatte der Wirbelkörper. Der Knochenspan soll neben der knöchernen Fusion die ursprüngliche Höhe der Zwischenwirbelscheibe und die natürliche Krümmung wiederherstellen. Neben der korrekten Vorbereitung des Spanbettes hat auch die Höhe des Spans unmittelbaren Einfluss auf die Kinematik und Stabilität des Wirbelsäulensegments. So kann es bei einem zu hohen Span zu einer Überdistraktion und damit zu einem Kontaktverlust der Gelenkflächen der Facettengelenke kommen, was zu einer Erhöhung von Beweglichkeit und einer Erniedrigung der Stabilität führen kann [116]. Im Anschluss erfolgt im Span ein Umbau der Knochenstruktur, da sich dieser an die ortsfremde Belastung anpasst [53].

Ventrale Osteosyntheseplatten für die Halswirbelsäule übernehmen bei Extension die Funktion des vorderen Längsbandes, bei Flexion wirken sie als Stützpfeiler. Es lässt sich zwischen winkelstabilen und nicht winkelstabilen Platten unterscheiden, wobei die Steifigkeit der Plattenosteosynthese durch die Winkelstabilität zunimmt. Weiterhin lässt sich zwischen rigiden und dynamischen Platten unterscheiden. Dynamische Platten wurden mit dem Ziel entwickelt, durch eine geringe Parallelverschiebung über einen Schlittenmechanismus ausreichend mechanischen Stress auf die knöchernen Strukturen zu gewährleisten, so dass es zu einer besseren knöchernen Ausheilung kommen kann. Bei rigiden Platten ist die Gefahr der fehlenden knöchernen Ausheilung und damit der Bildung einer Pseudarthrose größer, da hier ein komplettes Fehlen des mechanischen Stresses vorliegen kann [10, 29].

Die Verschraubung der Platten kann mono- oder bikortikal erfolgen. Nach einer Untersuchung von Spviak et al. ist die benötigte Ausreißkraft für monokortikale Schrauben signifikant niedriger als für bikortikale Schrauben [89]. Allerdings ist bei der bikortikalen Verschraubung die Gefahr einer Penetration des Spinalkanals größer. Aus diesem Grund wird die bikortikale Verschraubung eher bei mehrsegmentalen Stabilisierungen und bei schlechter Knochenqualität aufgrund der etwas höheren Stabilität empfohlen [10].

1.5.4. Primärstabilität und Osseointegration

Die Primärstabilität, wie sie in dieser Arbeit untersucht wurde, ist als rein mechanische, noch intraoperativ erreichte Stabilität definiert, wobei der Begriff ursprünglich aus der Implantologie und Zahnheilkunde stammt. Das Implantat wird nur durch die Einklemmung oder Verschraubung in den Knochen gehalten. Die Primärstabilität ist vor allem von der Knochenqualität und Knochenquantität, dem Implantat-Design und der operativen Technik abhängig. Eine ausreichende Primärstabilität wird als Voraussetzung für Einheilung und den direkten Verbund von vitalem Knochen mit der Oberfläche des Implantats gesehen, was als Osseointegration bezeichnet wird [25, 81, 100].

2. Fragestellung der Arbeit

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, den Einfluss auf die Stabilität von uni- und bilateralen Facettengelenksfrakturen untereinander und gegenüber reinen Facettengelenksdislokationen an der subaxialen Halswirbelsäule zu vergleichen. Hierbei wird das biomechanische Verhalten nach ACDFP untersucht. Es soll dabei die Frage beantwortet werden, ob und inwieweit die knöchernen Facettengelenke die Primärstabilität bei ventralen Translationsbewegungen beeinflussen. Da dieser Fragestellung bisher in keiner biomechanischen Studie nachgegangen worden ist, könnten diese Erkenntnisse bei der Therapieentscheidung helfen, ob eine isoliert ventrale Instrumentierung ausreichend Primärstabilität bietet oder ob ein kombiniertes Vorgehen sinnvoll ist.

Dafür wurde ein Vorversuch mit formalinfixierten Halswirbelsäulenpräparaten ohne zusätzliche axiale Belastung und ein Hauptversuch mit fresh-frozen Halswirbelsäulenpräparaten mit zusätzlicher axialer Belastung durchgeführt. Die Ergebnisse aus Vor- und Hauptversuch sollen hierbei auch untereinander verglichen werden.

Ein weiterer Schwerpunkt liegt auf der Vorstellung und Bewertung der angewendeten Belastungsmethode, die für die vorliegende Fragestellung der Arbeit entwickelt wurde.

3. Material und Methoden

3.1. Studiendesign und Versuchsübersicht

In der vorliegenden Arbeit wurde der mögliche Einfluss der Facettengelenke für die Primärstabilität der operierten Halswirbelsäule an humanen Halswirbelsäulenpräparaten untersucht.

Für diese Studie war nach Rücksprache mit der Ethikkommission kein Votum erforderlich (siehe Anhang Schreiben der Ethikkommission).

3.2. Wirbelsäulenpräparate

3.2.1. Formalinfixierte Präparate

Für den Vorversuch wurden insgesamt zwölf in Formalin fixierte humane Halswirbelsäulen verwendet. Zwischen dem Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie und dem Anatomischen Institut der Philipps-Universität Marburg besteht ein Kooperationsvertrag zur biomechanischen Untersuchung von Kadaverpräparaten (siehe Anhang). Es wurden die Segmente von C3 bis Th1 (thorakales Wirbelsäulensegment 1) in einem Stück entnommen, wobei darauf geachtet wurde, die osteoligamentären Strukturen nicht zu beschädigen. Alle Präparate stammten von erwachsenen Körperspendern, bei denen schwere Traumata sowie neoplastische Erkrankungen und anlagebedingte Fehlbildungen des Bewegungsapparates ausgeschlossen werden konnten. Somit wurde sichergestellt, dass keine strukturellen Veränderungen vorlagen, welche die Biomechanik der Wirbelsäulen beeinflusst hätten. Unmittelbar nach der Entnahme wurden die Präparate in mit Formalin getränkte Baumwolltücher gewickelt, um eine Austrocknung zu verhindern. Die Lagerung erfolgte in einem Kühlraum bei 4 °C.

3.2.2. Fresh-frozen Präparate

Insgesamt wurden 15 humane Halswirbelsäulenpräparate für den Hauptversuch verwendet und ebenfalls die Segmente C3 bis Th1 untersucht. Die Wirbelsäulenpräparate wurden als komplette Wirbelsäulen geliefert, einschließlich des kompletten dorsalen Weichteilmantels. Die Bezugsquelle war das Anatomy Gifts Registry in Hanover, Maryland, USA. Die Transporttemperatur betrug mindestens -20 °C. Alle Wirbelsäulen stammten von Spendern kaukasischer Ethnizität. Es handelte sich ausschließlich um weibliche Spender mit einem mittleren Alter von 83,4 Jahren (siehe Tabelle 2). Auch bei den fresh-frozen Präparaten wurden traumatische Ereignisse, Fehlbildungen und

neoplastische Erkrankungen des Bewegungsapparates als Ausschlusskriterien für die Studie festgelegt. Zusätzlich erfolgte bei den fresh-frozen Wirbelsäulen eine bildgebende Kontrolle auf morphologische Veränderungen und Knochendichte (siehe Kap. 3.2.3.). Um eine Austrocknung zu verhindern, wurden die Präparate mit Gaze umwickelt, die mit einer 0,9%igen Kochsalzlösung (Natriumchlorid, NaCl) befeuchtet war, und anschließend bei -20 °C tiefgefroren gelagert.

Tabelle 2: Altersverteilung der fresh-frozen Halswirbelsäulen

Präparatnummer	Alter in Jahren
1	79
2	90
3	81
4	85
5	70
6	80
7	83
8	90
9	92
10	82
11	78
12	85
13	71
14	93
15	92
Mittelwert	83,4
Standardabweichung	7,2

3.2.3. Radiologische Dokumentation

3.2.3.1. Computertomographie

Die Untersuchung der fresh-frozen Präparate mittels CT erfolgte noch vor der Präparation und somit an der ganzen Wirbelsäule, einschließlich des Weichteilmantels. Mit den Aufnahmen konnte sichergestellt werden, dass keine groben pathologischen

Veränderungen an der knöchernen Halswirbelsäule und den Zwischenwirbelscheiben vorlagen. Spezielles Augenmerk lag hierbei auch auf einem Frakturausschluss der zervikalen Facettengelenke.

Anhand der CT-Bilder erfolgte außerdem die Höhenbestimmung der Halswirbelsäulen. Gemessen wurde der Abstand von der Deckplatte von HWK 3 bis zur Grundplatte von HWK 7.

3.2.3.2. Grundlagen und Durchführung der Dual-Röntgen-Absorptiometrie

Mittels der Dualen-Röntgen-Absorptiometrie (engl. dual-energy X-ray absorptiometry, DEXA) wurde die Knochendichte (engl. bone mineral density, BMD) der Präparate anhand der jeweiligen Lendenwirbelsäulen bestimmt. Dieses Verfahren beruht auf dem Prinzip, dass Röntgenstrahlung mit zwei verschiedenen Strahlungsenergien durch das Gewebe zum Röntgendetektor unterschiedlich abgeschwächt wird. Ursächlich hierfür ist, dass sich das Schwächungsprofil von Weichteilgewebe und Knochen unterscheidet. Somit liegen für alle gemessenen Strukturen zwei Schwächungswerte vor, aus deren Differenz auf die Materialzusammensetzung geschlossen werden kann. Gemessen wird der Knochenmineralgehalt pro Fläche (g/cm^2). Vorteil des Verfahrens ist unter anderem eine geringe Strahlenbelastung für den Patienten, nachteilig ist, dass keine isolierte Aussage über die Knochendichte von Kortikalis oder Spongiosa getroffen werden kann. Auch ist es nicht möglich, mittels DEXA Informationen über den dreidimensionalen Aufbau des Knochens zu erhalten (beispielsweise über die trabekuläre Mikroarchitektur). Außerdem können degenerative Veränderungen der Wirbelkörper und Verkalkungen, beispielsweise der Aorta, zu falsch hohen Dichtewerten führen [34].

Mit den Werten der Knochendichtemessung kann der T-Wert bestimmt werden. Mit dem T-Wert (engl. T-Score) sind die Referenzwerte für die DEXA-Messung von der WHO (engl. World Health Organization, Weltgesundheitsorganisation) definiert. Sie werden in Standardabweichungen von einer Referenzgruppe angegeben. Bei der Referenzgruppe handelt es sich um Knochendichtewerte eines geschlechtsgleichen Vergleichskollektivs 30-jähriger, gesunder Erwachsener. In diesem Alter liegt die maximale Knochendichte vor (engl. peak bone mass). Eine Osteoporose liegt demnach vor, wenn die Knochendichte $>2,5$ Standardabweichungen unterhalb der Referenzgruppe liegt. Bei Werten zwischen 1 und 2,5 Standardabweichungen ist eine Osteopenie vorhanden [34].

Der ausgewählte Messbereich (engl. Region of Interest, ROI) umfasste dabei die Segmente L1 – L4 (lumbale Wirbelsäulensegmente 1 – 4), die standardmäßig in der

DEXA durchleuchtet werden [34]. Verwendet wurde hierfür das Gerät Lunar Prodigy (Lunar Corporation, Madison, Wisconsin, USA). Gemessen wurde in a.p.-Projektion (anterior-posterior.). Die Positionierung erfolgte so, dass die Dornfortsätze 0,5 – 1 cm über dem Röntgentisch lagen, um bei der Messung der Lagerung des Patienten in vivo möglichst zu ähneln. Da die Wirbelsäulenpräparate nicht vollständig von Weichteilgewebe umgeben waren, erfolgte die Messung erst nach der Präparation, um später mittels Wasser ein homogenes Weichteiläquivalent zu erhalten. In einem mit Wasser gefüllten Plexiglastank wurde das Präparat hierfür auf zwei schmalen, röntgendurchlässigen Blöcken aus Plexiglas innerhalb des Tanks positioniert, so dass es von allen Seiten von Wasser umgeben war. Die Simulation des ventralen Weichteilgewebes vor der Wirbelsäule erfolgte durch eine 15 cm hohe Wasserschicht.

3.2.3.3. Grundlagen und Durchführung der peripheren Quantitativen Computertomographie

Um die Knochendichte und die Knochengeometrie der Präparate zu untersuchen, wurden einzelne, freipräparierte Wirbel mittels der peripheren Quantitativen Computertomographie (pQCT) untersucht. Diese beruht wie die DEXA-Messung auf dem Prinzip, dass Röntgenstrahlung in Abhängigkeit von Strahlungsenergie und Gewebe unterschiedlich absorbiert wird. Dadurch entsteht ein spezifisches Absorptionsprofil, welches charakteristisch für ein bestimmtes Material ist. Aus mehreren Absorptionsprofilen, die aus unterschiedlichen Winkelstellungen erstellt worden sind, wird dann ein überlagerungsfreies Querschnittsbild erstellt. Bestimmt wird die physikalische Dichte (g/cm^3). Zusätzlich zur Knochendichte wird auch die Knochengeometrie erfasst. Somit können Aussagen über Knochenverteilung und dreidimensionalem Aufbau gemacht werden. Beim pQCT können außerdem Spongiosa und Kortikalis separat ausgewertet werden [34].

Hierfür erfolgte die Messung mit dem Modell XCT Research SA+ der Firma Stratec Medizintechnik GmbH. Pro Präparat wurde jeweils der 2. Halswirbel durchleuchtet, der dazu auf einem schmalen Plastiklineal mit einem Gummiband befestigt und in den Abtastbereich des Gerätes positioniert wurde. Die Ausrichtung der Längsachse des Knochens erfolgte hierbei parallel zur Scanner-Achse. Gemessen wurde die trabekuläre Knochendichte, die zentral im Wirbelkörper ermittelt wurde. Um vergleichbare Ergebnisse zu erhalten, erfolgte die Festlegung des Messbereichs relativ zur kranialen Deckplatte, welche als Referenzlinie für die Messung diente. Eine Messung umfasste

dabei zwei Schritte: Im ersten Schritt wurde eine Übersichtsaufnahme angefertigt (sogenannte scout view), wobei von der Gerätesoftware automatisch ein Messbereich vorgeschlagen wird, der im Nachhinein manuell verändert werden kann. Im zweiten Schritt erfolgt die CT-Messung des ausgewählten Bereichs. Die ROI wird ebenfalls automatisch von der Gerätesoftware vorgeschlagen. Es können allerdings nach der Messung manuell bestimmte ROI's festgelegt werden [93]. Vor der Messung wurde das Gerät mit einem Standardphantom kalibriert.

Insgesamt wurden pro Wirbel 3 transversale Schnittbilder im Abstand von 0,5 mm angefertigt (sogenannte Multi-Slice-Technik), und aus den drei Werten in der Einheit mg/cm^3 im Anschluss der Mittelwert gebildet. Zur Erfassung und Analyse der Daten wurde die Software von Stratec in der Version 6.20 verwendet. Die spätere statistische Auswertung erfolgte mit Microsoft Excel 2007.

3.2.3.4. Röntgen

Postoperative Röntgenbilder wurden angefertigt, um eine korrekte Positionierung der Osteosyntheseschrauben sicherstellen zu können. Durchleuchtet wurde mittels C-Bogen im anterior-posterioren- und lateralen Strahlengang.

3.2.4. Präparation

Die fresh-frozen Wirbelsäulen wurden für die Präparation über zwölf Stunden bei Raumtemperatur aufgetaut. Während des Präparierens erfolgte in regelmäßigen Abständen ein Benetzen der Wirbelsäule mit NaCl 0,9 %-Lösung, um ein Austrocknen zu verhindern. Unmittelbar nach erfolgter Präparation wurden sie wieder in NaCl 0,9 %-Lösung getränkter Gaze eingewickelt und erneut bei $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ eingefroren.

Um die formalinfixierten Halswirbelsäulen vor Austrocknung zu schützen, wurden sie in regelmäßigen Abständen mit Fixationslösung besprüht und nach Abschluss der Präparation wieder in mit Formalin getränkte Tücher eingewickelt und in dem Kühlraum gelagert.

Das Präparationsbesteck bestand aus Einmalskalpellen (hauptsächlich mit Klingen Nr. 10), einer Hohlmeißelzange nach Luer, einer chirurgischen und einer anatomischen Pinzette sowie einem scharfen Löffel.

Bei den fresh-frozen Wirbelsäulen musste in einem ersten Schritt die Halswirbelsäule inklusive des 1. Brustwirbels von der restlichen Wirbelsäule getrennt werden. Im nächsten Schritt wurden die Halswirbel C1 und C2 von der unteren Halswirbelsäule

abgesetzt. Der Großteil des Weichteilmantels setzte sich aus den Anteilen dorsal der fresh-frozen Wirbelsäulen zusammen. Somit erfolgte zu Beginn eine Freilegung der Segmente Th1 und Th2 von dorsal. Als anatomischer Orientierungspunkt diente der Processus spinosus von C7. Es wurden erst Haut, Unterhautfettgewebe und Subcutis mit dem Skalpell entfernt und danach der M. trapezius und M. rhomboideus bis auf die Fascia thoracolumbalis abgetragen, mit besonderem Augenmerk darauf, das Lig. supraspinale nicht zu beschädigen. Nach Entfernung der Faszie erfolgte die Abtragung der oberflächlichen und tiefen Anteile der autochthonen Rückenmuskulatur bis zur Darstellung der Querfortsätze und unter Schonung der Ligg. intertransversaria sowie der Facettengelenkscapseln.

Von ventral mussten nur noch die prävertebrale Muskulatur (Musculus longus capitis und Musculus longus colli) und die seitlichen tiefen Halsmuskeln (Musculi scaleni) entfernt werden, da die Präparate ohne Haut und Halseingeweiden geliefert worden waren. Hier wurde darauf geachtet, das Lig. longitudinale anterius intakt zu belassen.

Mit einem zirkulären Schnitt durch die Bandscheibe konnten die Segmente Th1 und Th2 abgetrennt werden. Der Bandscheibenanteil an der Grundplatte von Th1 wurde mittels scharfem Löffel entfernt, ohne die knöchernen Strukturen zu beschädigen. Anschließend erfolgte die Entfernung des kompletten Weichteilmantels an der restlichen Halswirbelsäule, außerdem das Abpräparieren von Atlas und Axis vom 3. Halswirbel nach der zusätzlichen Abtragung der kurzen Nacken- und Kopfgelenkmuskeln, analog zu den Segmenten Th1 und Th2.

Die formalinfixierten Halswirbelsäulen waren schon weitgehend von Weichteilgewebe befreit, so dass nur noch wenige Feinarbeiten notwendig waren, um die knöchernen und ligamentären Strukturen freizulegen.

3.3. Versuchsvorbereitung

3.3.1. Einguss der Präparate

Um die Halswirbelsäulenpräparate sicher im Aufnahmebehälter der Belastungsvorrichtung fixieren zu können und eine Rotation sowie eine Verkipfung zu verhindern, wurden diese an der Basis mit einem schnellhärtenden Kunststoff eingegossen.

Die Gussformen wurden wie die gesamte Belastungsvorrichtung speziell für diesen Versuch entworfen und ebenfalls von den Technischen Werkstätten der Philipps-

Universität Marburg hergestellt. Als Fertigungsmaterial wurde POM (Polyoxymethylen) verwendet. Die Tiefe der Gussformen betrug 4 cm, um ausreichend Platz für einen kompletten Wirbelkörper zu bieten. Die Gussformen waren analog zu den Aufnahmebehältern in zwei Halbschalen zerlegbar und konnten über vier Schrauben zusammengepresst werden. Dadurch war es leichter möglich, die Wirbelsäulen nach dem Aushärten des Kunststoffes herauszulösen. Um das Herauslösen der eingebetteten Präparate noch weiter zu erleichtern, wurden die Innenflächen der Gussform vor dem Einguss mit Vaseline eingeschmiert.

Bei dem verwendeten Kunststoff handelte es sich um einen 2-Komponenten-Kunststoff auf MMA-Basis (Methylmethacrylat-Basis) der Firma Heraeus Kulzer aus Deutschland (Produktbezeichnung Technovit 3040, CAS-Registernummer 94-36-0). Die beiden Komponenten wurden in einem Verhältnis von 1:1 gemischt. Der Einguss erfolgte unter einem Luftabzug, die Aushärtezeit betrug 30 Minuten.

Eingegossen wurde der Wirbelkörper von Th1, einschließlich der Bandscheibe zwischen Th1 und C7. Somit konnte gewährleistet werden, dass ausschließlich die Segmente der Halswirbelsäule frei beweglich waren. Mit Hilfe eines Stativs erfolgte die korrekte Positionierung des Präparates in der Gussform. Die Grundplatte von Th1 wurde dabei parallel zum Boden der Gussform ausgerichtet. Auch während des Eingusses und der Aushärtezeit wurden die fresh-frozen Präparate regelmäßig mit NaCl 0,9%-Lösung und die formalinfixierten Präparate mit Fixationslösung besprüht.

3.3.2. Simulation der Verletzungen

Im Anschluss an den Einguss der Präparate erfolgte die Simulation der ligamentären und knöchernen Verletzungen zwischen den Segmenten C4 und C5. Ziel war es, eine Rotations-/ Translationsverletzung mit kompletter Zerreißung der ventralen und dorsalen Bänder, einer Zerstörung der Bandscheibe und einer kompletten Dislokation der Facettengelenke herzustellen.

Hierfür wurde in einem ersten Schritt für alle drei Gruppen das Lig. longitudinale anterius und posterius, die Ligg. flava, das Lig. interspinale und das Lig. supraspinale mit dem Skalpell durchtrennt. Die Bandscheibenzerreißung konnte durch einen zirkulären Schnitt mit dem Skalpell simuliert werden. Die Gelenkkapsel der Facetten wurde unter Schonung der Gelenkflächen ebenfalls scharf durchtrennt. Die knöcherne Verletzung der Facettengelenke in Gruppe zwei und drei erfolgte mittels Hohlmeißelzange nach Luer

und einer oszillierenden Säge, indem der Processus articularis inferior von C4 sowie der Processus articularis superior von C5 abgetrennt wurden. Um die Frakturgenerierung in Gruppe zwei (nur ein Facettengelenk frakturiert) zu vereinheitlichen, wurde immer nur das rechte Facettengelenk zerstört.

3.3.3. Osteosynthesematerial

Bei dem im Vor- und Hauptversuch verwendeten Osteosynthesematerial handelte es sich um ein ventrales HWS-Plattensystem der Firma Synthes.

3.3.3.1. Osteosyntheseplatten

Im Vor- und Hauptversuch erfolgte die ventrale Stabilisierung mittels des HWS-Plattensystems Vectra-T. Die Platte ist für eine Versteifung der unteren Halswirbelsäule konzipiert (C2 – C7) und besteht aus einer Titanlegierung (Titan-Aluminium-Niob-Legierung). Das Modell Vectra-T hat eine Breite von 19,0 mm, die Dicke beträgt 2,5 mm. Die Platte ist als monosegmentale und polysegmentale Ausführungen jeweils in unterschiedlichen Längen erhältlich und wird mit einer Vorlordosierung hergestellt. Ein Sichtfenster in der Mitte der Platten soll eine Visualisierung des knöchernen Implantates während der Operation und bei der postoperativen Bildgebung ermöglichen. Das Modell Vectra-T zeichnet sich außerdem durch einen Schlittenmechanismus aus, der eine Parallelverschiebung von bis zu 2 mm innerhalb der Platte und pro Segment zulässt. Laut Hersteller resultiert daraus eine geringere Wahrscheinlichkeit für ein Einsinken des Implantates nach Diskektomien, außerdem soll die Kraftübertragung auf das Implantat erhöht sein [95, 96].

3.3.3.2. Osteosyntheseschrauben

Die dem HWS-Plattensystem zugehörigen Schrauben sind aus Titan gefertigt. Ein integrierter Verriegelungsmechanismus bewirkt eine winkelstabile Fixierung der Schrauben in der Platte. Eine Farbcodierung dient der Unterscheidung bezüglich Durchmesser und Funktion. In der vorliegenden Studie wurden ausschließlich selbstschneidende, monokortikale Schrauben im Standarddurchmesser von 4,0 mm verwendet. Es sind Längen von 12 – 18 mm erhältlich. Die kaudale Fixierung sieht Schrauben mit einem fixen Winkel vor, die kraniale Fixierung ermöglicht die Verwendung von Schrauben mit einem variablen Winkel [96].

3.3.4. Operationsverfahren

Bei allen fresh-frozen- und formalinfixierten Halswirbelsäulen wurde an den verletzten Segmenten von C4 und C5 eine Diskektomie und im Anschluss eine ventrale interkorporelle Spondylodese mit autogenem Knochenspan und HWS-Plattenosteosynthese durchgeführt.

Der Großteil der zerstörten Bandscheibe konnte mit dem Skalpell reseziert werden, insbesondere der Anulus fibrosus. Unter Schonung der hyalinknorpeligen Deck- und Grundplatte, wurden die Reste mit einem scharfen Löffel und Küretten entfernt. Spondylophyten am Rand der Gelenkfläche der Wirbelkörper waren praktisch an allen verwendeten Präparaten zu finden und wurden mit einer Hohlmeißelzange nach Luer reseziert.

Zur Vorbereitung des Spanbettes wurden Deck- und Grundplatte mit Meißel und Raspeln bis auf die subchondrale Kortikalis der Endplatte entknorpelt und dabei darauf geachtet, die Kortikalis nicht zu zerstören, um ein Einsinken des Knochenspanns in der Spongiosa zu vermeiden. Die Entnahme des Knochenspanns erfolgte mit einer oszillierenden Säge aus einem Brustwirbelkörper desselben Spenders, von dem auch die Halswirbelsäule stammte. Der trikortikale Span wurde im Anschluss an das Spanbett angepasst. Abb. 9 zeigt den platzierten Knochenspan, bevor die Plattenosteosynthese erfolgte. Die korrekte Tiefe des Spans wurde ermittelt, indem die Tiefe der Endplatte mit einem Lineal ausgemessen wurde. Die Spantiefe ergab sich aus drei Vierteln der gemessenen Tiefe, um mindestens ein Viertel Sicherheitsabstand zur dorsalen Kortikalis gewährleisten zu können. Die Höhe des Spans wurde relativ zum Sagittaldurchmesser des Wirbelkörpers bestimmt. Die Breite ergibt sich in vivo und bei Nutzung eines Spans aus dem Beckenknochen normalerweise aus der Breite des Beckenkamms [99]. Im vorliegenden Versuch betrug sie 1,8 cm. Der Span wurde so im Spanbett positioniert, dass die Flächen mit Kortikalis nach ventral und lateral zeigten. Somit war die Spongiosa Richtung Deck- und Grundplatte ausgerichtet, wie es auch für das operative Vorgehen in vivo vorgesehen ist [99].

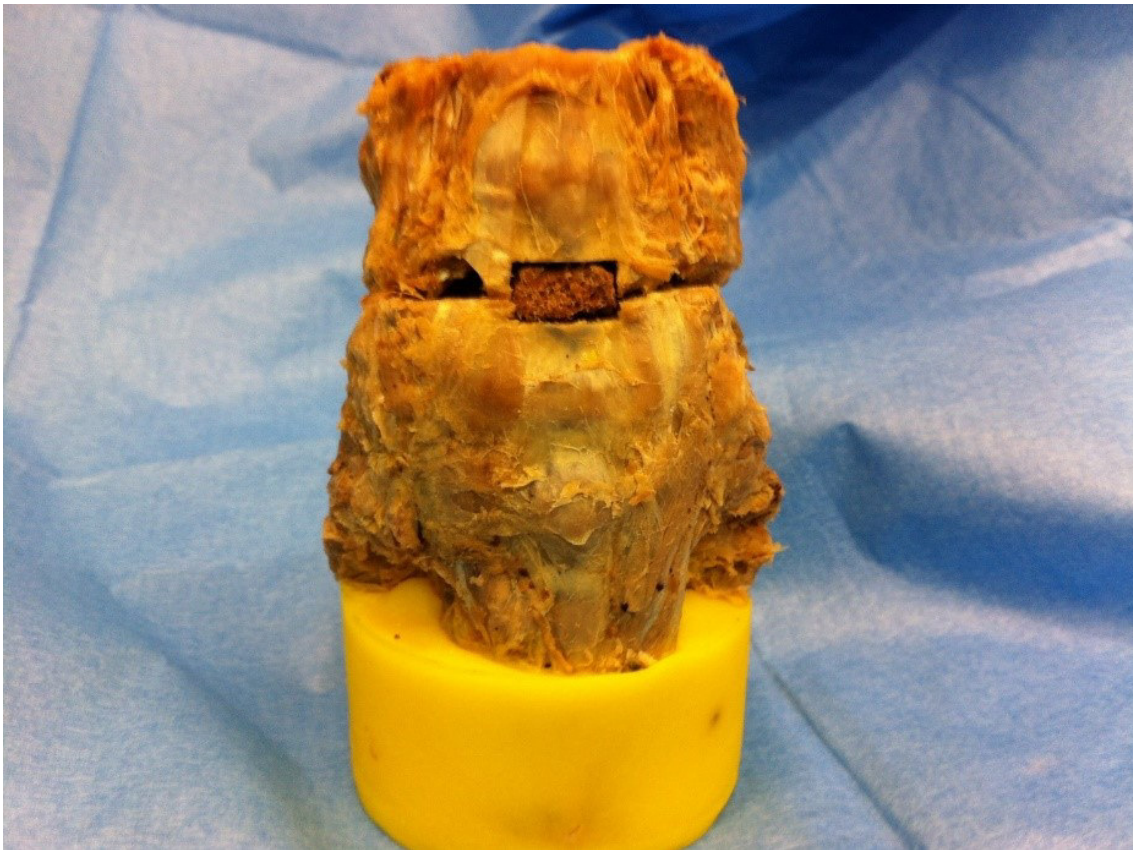


Abb. 9: Formalinfixierte Halswirbelsäule mit Knochenspan und dem rechten Facettengelenk entfernt. Das Präparat ist bereits mit dem 1. Brustwirbel in Technovit 3040 eingegossen.

Im nächsten Schritt erfolgte die Befestigung der Osteosyntheseplatten (siehe Abb. 10). Es wurden ausschließlich monosegmentale Platten verwendet. Die Auswahl der richtigen Länge der Platten wurde so gewählt, dass ein empfohlener Mindestabstand von 2 – 3 mm bis zur nächsten, unverletzten Bandscheibe eingehalten werden konnte [99]. Die Positionierung erfolgte auf der Mittellinie der Koronarebene. In Fällen, in welchen die Vorlordosierung nicht ausreichte, wurden die Platten mit einer speziellen Biegezange aus dem Zubehör des Osteosynthesematerials an die Lordose der Halswirbelsäule angepasst. Platten und Knochenspan wurden so ausgerichtet, dass der ursprüngliche Lordosewinkel wiederhergestellt und eine Überdistraktion vermieden wurde. Sobald die Position korrekt eingestellt war, erfolgte die Sicherung der Platte mit zwei Fixationsstiften. Mit einem Spiralbohraufsatz (2,5 mm Durchmesser) wurden die Löcher für die Schrauben gebohrt. Der Bohraufsatz wurde hierfür über eine kombinierte Bohr- und Schraubbüchse (ebenfalls im Zubehör von Synthes) geführt, welche auf der Platte aufgesetzt werden konnte. Dadurch sollte sichergestellt werden, dass es während des Bohrvorgangs zu keiner Richtungsänderung kommt. Die Bohrtiefe ergab sich aus den präoperativen CT-Aufnahmen, mit denen die exakt benötigte Länge der Schrauben bestimmt worden war.

Während des Bohrvorgangs wurde unter zusätzlicher Sichtkontrolle darauf geachtet, dass nicht versehentlich in den Bandscheibenraum gebohrt wurde. Mit einem Tiefenmessgerät erfolgte die Überprüfung der Länge des Bohrkanals und die Auswahl der korrekten Schraubenlänge. Gemäß Operationsanleitung des Herstellers, wurden die Schraubenlöcher mit den selbstschneidenden Schrauben diagonal besetzt und anschließend so weit eingedreht, bis der Schraubenkopf fest in der Platte verankert war [96]. Alle Schrauben wurden nur monokortikal befestigt. Nachdem die Bohrbüchse abgenommen war, erfolgte unter Sichtkontrolle das Nachziehen der Schrauben, bis die Platte dem Knochen auflag. Nach der Verschraubung wurde der Distanzhalter vom Schlittenmechanismus der Platte entfernt, um die Parallelverschiebung während der anschließenden Belastung zu ermöglichen.

Die Lagekontrolle von Schrauben und kortikospongiösem Knochenspan erfolgte für jedes Präparat visuell und röntgenologisch mittels C-Bogen in zwei Ebenen.

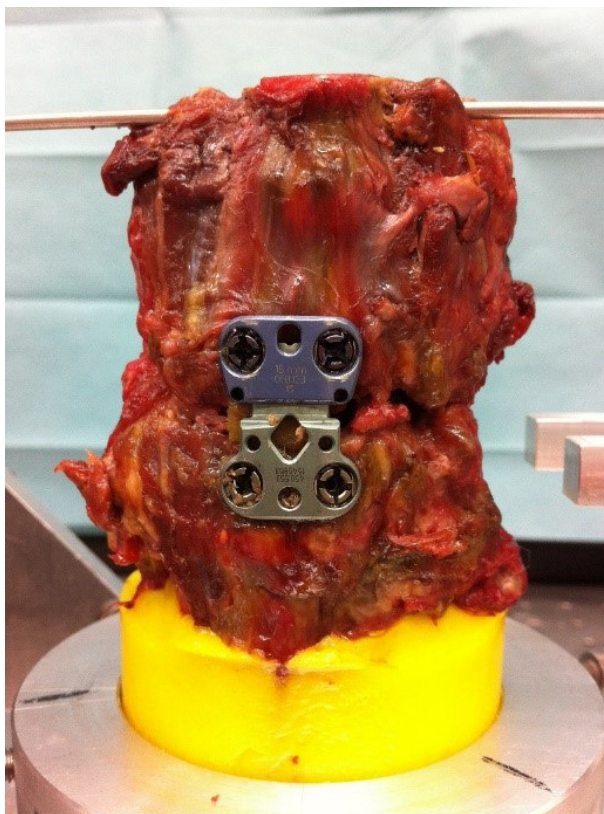


Abb. 10: Fresh-frozen Halswirbelsäule postoperativ mit Kirschner-Draht und im Aufnahmebehälter fixiert

3.4. Versuchsaufbau

3.4.1. Belastungsmaschine

Bei der verwendeten Belastungsmaschine handelte es sich um eine servohydraulische Prüfmaschine der Firma Bose, bestehend aus einem Motor (Bose ElectroForce LM2 TestBench) mit dazugehörigem Kraftaufnehmer und Grundplatte. Es können sowohl zyklische als auch statische Belastungen damit durchgeführt werden. Auf der Grundplatte werden der Motor mit Hebelarm sowie der Kraftaufnehmer in modularer Bauweise montiert. Der Kraftaufnehmer verfügt über ein Gewinde, mit dem eine entsprechende Belastungsvorrichtung befestigt werden kann. Die technischen Daten sind in Tabelle 3 aufgelistet.

Tabelle 3: Technische Daten von Bose ElectroForce LM2 TestBench. *N* (Newton), *mm* (Millimeter) [11]

Maximalkraft	$F^{\max} = 3000 \text{ N}$
Hubweg des Hebelarms	25 mm
Belastungsarten	Druck (zyklisch und statisch)

3.4.2. Belastungsvorrichtung

Der Entwurf für die Belastungsvorrichtung wurde erst ausgearbeitet, nachdem die Fragestellung für die vorliegende Arbeit feststand. Alle Bauteile wurden extra für diesen Versuch entworfen, die Anfertigung erfolgte in den Technischen Werkstätten der Philipps-Universität Marburg. Als Material für die Bauteile wurde Aluminium verwendet.

Insgesamt bestand die Belastungsvorrichtung aus vier einzelnen Komponenten, die in Abb. 11 aufgeführt sind:

- einem Aufnahmebehälter für die Halswirbelsäulenpräparate
- einer Versuchsplattform, auf welcher der Aufnahmebehälter befestigt wurde
- einer Befestigungsplatte am Kraftaufnehmer
- einem Kraftgeber als Verlängerung des Hebelarms der servohydraulischen Prüfmaschine

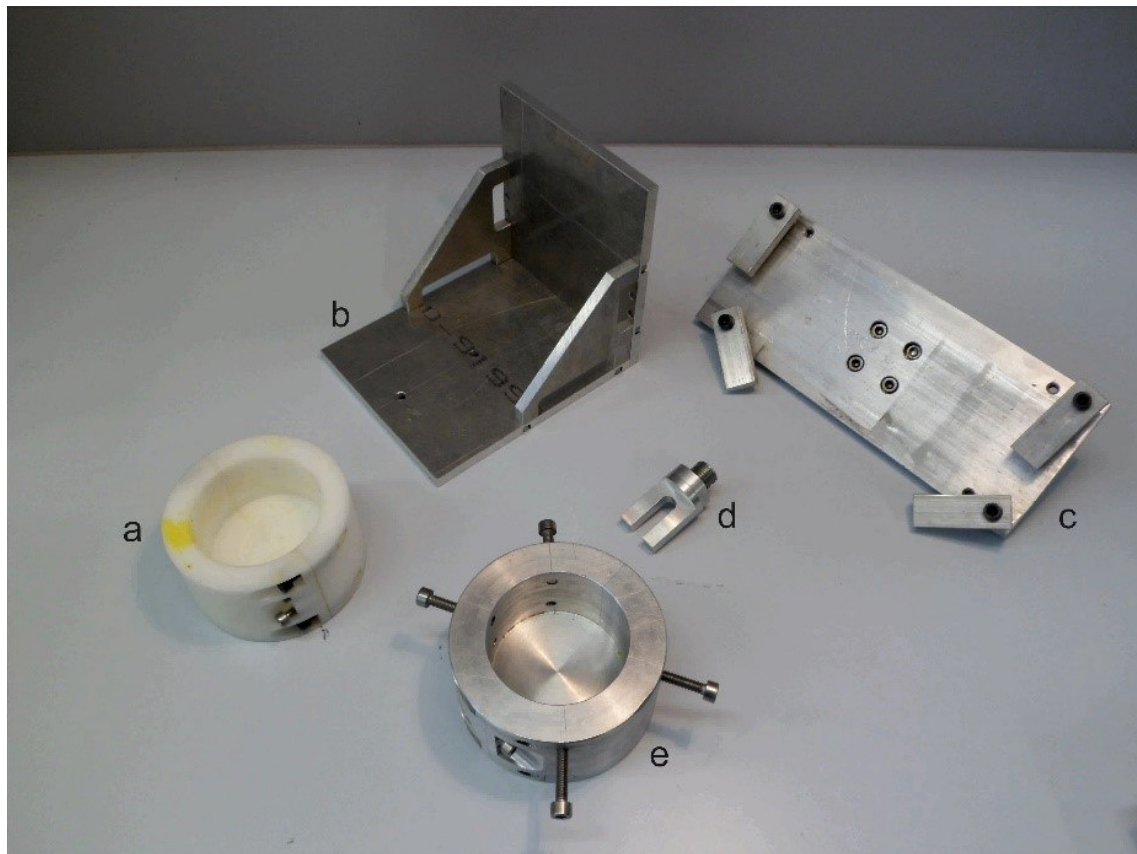


Abb. 11: Gussform und Bauteile der Belastungsvorrichtung: (a) Gussform, (b) Versuchsplattform, (c) Befestigungsplatte, (d) Kraftgeber, (e) Aufnahmebehälter

Die Versuchsplattform bestand aus zwei Platten, die in einem Winkel von 90° miteinander verbunden waren. Über zwei Querstreben an den Rändern beider Platten konnte eine Winkelstabilität erreicht werden. Die horizontale Grundplatte diente als Befestigung für den Aufnahmebehälter mit dem Halswirbelsäulenpräparat, der Aufnahmebehälter wurde mittels zweier Inbusschrauben auf der Grundplatte befestigt. Der Abstand des Aufnahmebehälters zu der vertikalen Platte der Versuchsplattform betrug 8 cm, so dass eine ausreichende Bewegungsfreiheit für die belastete Halswirbelsäule gewährleistet werden konnte. Die vertikale Platte konnte an die Befestigungsplatte am Kraftaufnehmer angelegt und dort fixiert werden.

Der Aufnahmebehälter war in der Mitte zerlegbar und setzte sich somit aus zwei Bauteilen zusammen. Über insgesamt vier Inbusschrauben konnten beide Bauteile zusammengefügt werden. Somit war sichergestellt, dass die eingebetteten Halswirbelsäulen leicht in den Aufnahmebehälter platziert und durch die Schrauben fest fixiert werden konnten. Vier weitere Inbusschrauben am oberen Rand des Aufnahmebehälters, die von außen nach innen eingedreht wurden, stabilisierten die Halswirbelsäule zusätzlich. Insgesamt wurden zwei verschiedene Größen der

Aufnahmebehälter gefertigt, um die unterschiedlich großen Halswirbelsäulen besser fixieren zu können. Gleichzeitig konnte so Material für die Einbettung eingespart werden.

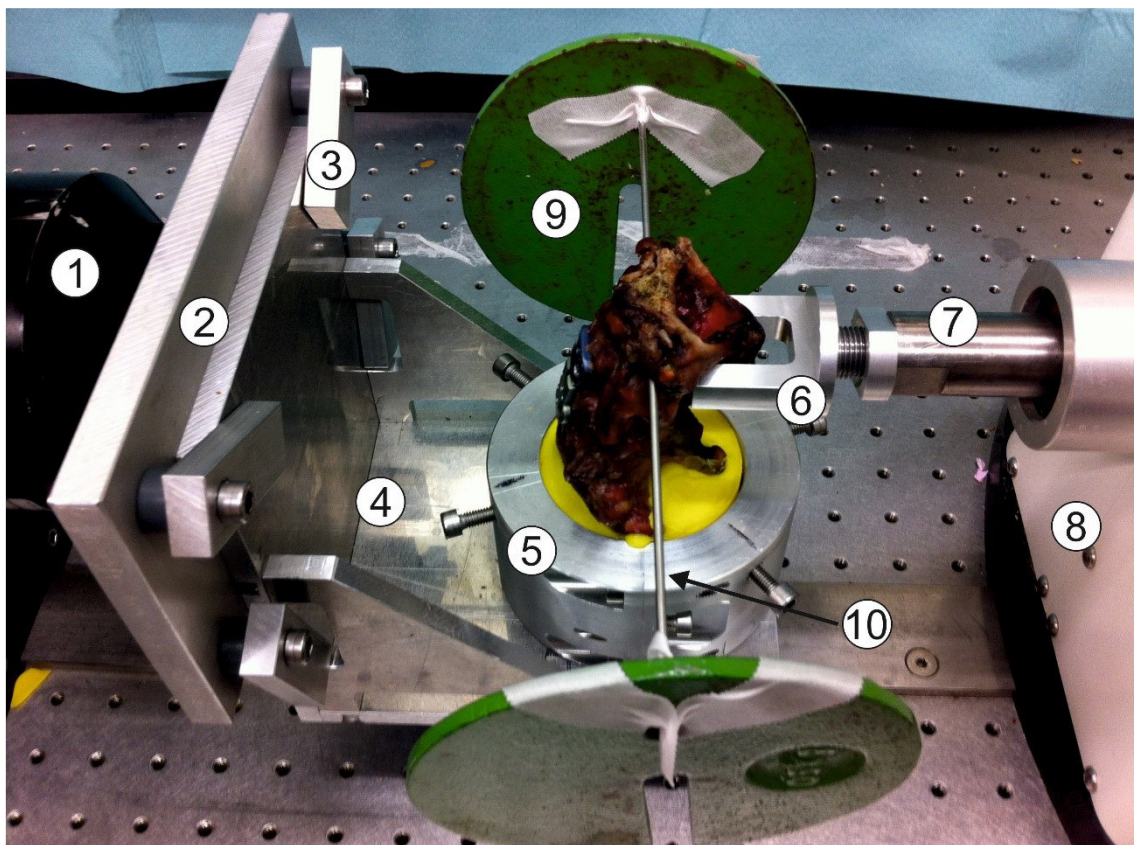
Ein auf der Rückseite der Befestigungsplatte angebrachtes Außengewinde diente zur Verbindung mit dem Innengewinde des Kraftaufnehmers. Die vier Inbusschrauben in den Ecken der Befestigungsplatte waren jeweils mit einer Strebe verbunden, die über die vertikale Platte der Versuchsplattform platziert werden konnten. Sobald die Schrauben angezogen wurden, klemmte sich die Versuchsplattform zwischen die Streben und die Befestigungsplatte. Durch diese Konstruktion war es möglich, die Versuchsplattform inklusive dem montierten Aufnahmebehälter um einige Zentimeter in der Vertikalen zu verschieben. Dies war notwendig, um eine exakte Positionierung in der Höhe des Kraftgebers am entsprechenden Wirbelsäulensegment gewährleisten zu können.

Der Kraftgeber wurde ebenfalls über ein Außengewinde in das Innengewinde des Hebelarms der Prüfmaschine befestigt. Die Kontaktfläche des Kraftgebers zu den Wirbelsäulenpräparaten enthielt in der Mitte eine Aussparung für die Dornfortsätze, wodurch die Kraft gezielt auf den Wirbelbogen von HWK 4 ausgeübt werden konnte. Um auch hier die variierende Größe der belasteten Präparate zu berücksichtigen, wurden zwei Größen des Kraftgebers gebaut, die sich im Abstand zwischen den Kontaktflächen zum Präparat unterschieden. Der Hebelarm der Prüfmaschine konnte konstruktionsbedingt in der Länge verstellt werden.

Durch die variable Befestigung der Versuchsplattform am Kraftaufnehmer und durch die Möglichkeit, den Hebelarm in der Horizontalen zu verstellen, war es möglich, das Präparat in allen drei Raumebenen exakt vor den Kraftgeber zu positionieren. Zur groben Positionierung konnten Motor und Kraftaufnehmer auf der Grundplatte von Bose variabel montiert werden. Somit war sichergestellt, dass die Kraft exakt auf HWK 4 fokussiert wurde, um eine Translationsbewegung gegenüber HWK 5 zu generieren.

3.4.3. Platzierung der Wirbelsäulenpräparate in der Versuchsvorrichtung

Da der Versuchsaufbau und die verwendeten Methoden der vorliegenden Studie neu waren, erfolgte vor dem Hauptversuch mit den fresh-frozen Präparaten ein Vorversuch mit den in Formalin fixierten Halswirbelsäulen. Ziel war es, die entwickelte Methodik auf Reliabilität zu testen. Die einzelnen Unterschiede von Vor- und Hauptversuch werden in den entsprechenden Unterpunkten aufgeführt. Den fertigen Versuchsaufbau inklusive aller Bauteile und mit dem platzierten Präparat veranschaulicht Abb. 12.



1	Kraftaufnehmer	6	Kraftgeber
2	Befestigungsplatte	7	Hebelarm
3	Befestigungsstrebe	8	Motor
4	Versuchsplattform	9	Gewichtsscheibe
5	Aufnahmebehälter	10	Kirschner-Draht

Abb. 12: Fertiger Versuchsaufbau

In beiden Versuchen wurden die eingebetteten und operierten Halswirbelsäulenpräparate in der Belastungsvorrichtung fixiert. Die Ausrichtung der Wirbelsäulen ergab sich aus der Planparallelität der eingebetteten Grundplatte von Th1 gegenüber dem Boden des Aufnahmebehälters, so dass der physiologische Lordosewinkel des jeweiligen Präparats beibehalten wurde. Der Kraftgeber wurde auf dem Wirbelbogen von HWK 4 von dorsal positioniert (siehe Abb. 13). Somit lag der sich daraus ergebende Kraftvektor über dem operierten Segment. Um einen sicheren Kontakt des Kraftgebers am Präparat gewährleisten zu können, lag dieser direkt dem Knochen auf, so dass bereits vor der eigentlichen Belastung eine geringe Vorbelastung auf das Präparat resultierte.

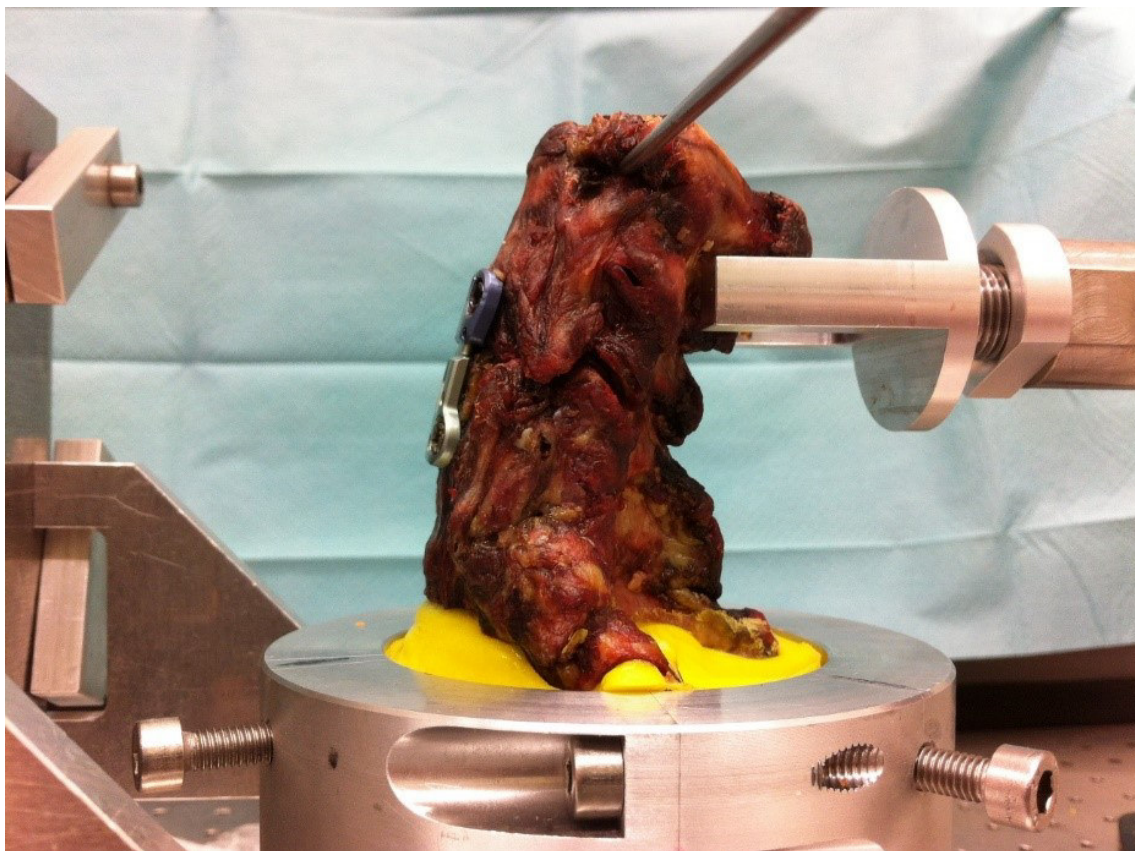


Abb. 13: Positionierung des Kraftgebers auf Höhe des 4. Halswirbelkörpers

Dadurch, dass das Präparat mit dem Wirbelkörper von Th1 eingebettet und in der Belastungsvorrichtung fixiert wurde, war die gesamte untere Halswirbelsäule nach kranial frei beweglich. Die nach horizontal einwirkende Kraft erzeugte somit eine Auslenkung der Halswirbelsäule, die eine Translationsbewegung im Segment C4/C5 in vivo möglichst realistisch simulieren sollte und in Abb. 14 schematisch dargestellt wird.

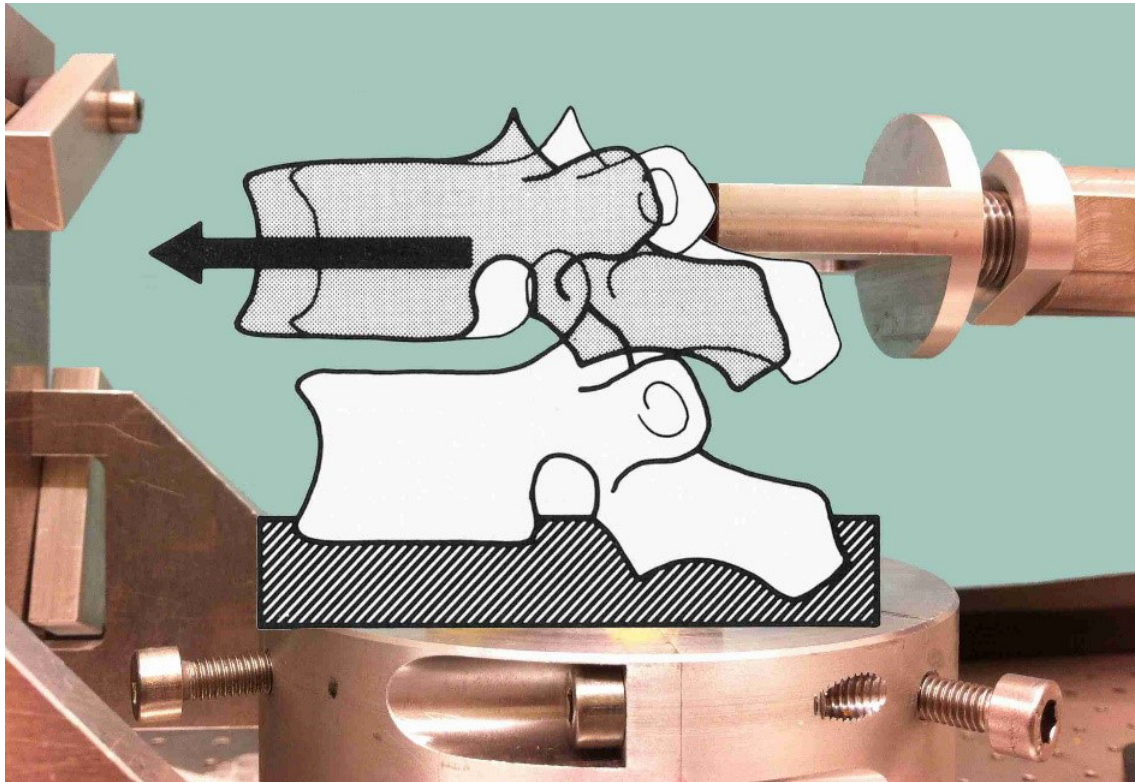


Abb. 14: Translationsbewegung im Versuchsaufbau – modifiziert nach White und Panjabi 1990 [108]

3.5. Versuchsablauf

Die statische Belastung erfolgte mit 2 N pro Sekunde. Während des gesamten Testzyklus wurde kontinuierlich ein Kraft-Weg-Diagramm aufgezeichnet. Abbruchkriterien waren entweder der Ausbruch der Osteosyntheseschrauben oder der Materialbruch von Osteosyntheseschrauben und/oder Platten. Die Fragestellung nach Primärstabilität ergab sich aus F^{\max} (Maximalkraft), die für ein Implantatversagen benötigt wurde. Die Dauer für jeden Versuchszyklus variierte, je nachdem, wann das Materialversagen eintrat. Vor jeder neuen Belastung wurde der Kraftsensor genullt.

3.5.1. Vorversuch

Im Vorversuch wurden insgesamt zwölf formalinfixierte Halswirbelsäulenpräparate belastet, vier in jeder Gruppe. Die Einteilung in die jeweilige Gruppe erfolgte noch vor der Generierung der Verletzungen. Als erstes wurde die Höhe der Präparate von der

Deckplatte von HWK 3 bis zur Grundplatte von HWK 7 bestimmt. Die Höhenmessung erfolgte mittels Zentimetermaß. Im Anschluss wurden die Halswirbelsäulen nach der ermittelten Größe sortiert und randomisiert auf drei Gruppen aufgeteilt, so dass sich für jede Gruppe ein möglichst ähnliches Größenprofil ergab. Im nächsten Schritt wurde die Simulation der unterschiedlichen Facettengelenksverletzungen für jede Gruppe vorgenommen (siehe Tabelle 4).

Sinn und Zweck des Vorversuches, war die Testung der verwendeten Methoden. Sowohl die Simulation der unterschiedlichen Facettengelenksverletzungen als auch Operationsverfahren und anschließende Belastung wurden mit dem Vorversuch überprüft. Erst danach wurden diese Arbeitsschritte auf die fresh-frozen Präparate angewendet.

Tabelle 4: Gruppeneinteilung und Gruppengröße (n) im Vorversuch

Gruppe 1	n = 4	Beide Facettengelenke intakt
Gruppe 2	n = 4	Facettengelenk rechts entfernt
Gruppe 3	n = 4	Beide Facettengelenke entfernt

3.5.2. Hauptversuch

Der Hauptversuch baute auf den Erkenntnissen aus dem Vorversuch auf. Die 15 im Hauptversuch belasteten fresh-frozen Präparate wurden über zwölf Stunden bei Zimmertemperatur aufgetaut und im Anschluss regelmäßig mit NaCl 0,9%-Lösung gegen Austrocknung befeuchtet. Die Gruppeneinteilung im Hauptversuch erfolgte analog zu den formalinfixierten Präparaten und ist in Tabelle 5 dargestellt.

Tabelle 5: Gruppeneinteilung und Gruppengröße (n) im Hauptversuch

Gruppe 1	n = 5	Beide Facettengelenke intakt
Gruppe 2	n = 5	Facettengelenk rechts entfernt
Gruppe 3	n = 5	Beide Facettengelenke entfernt

Allerdings wurde die Höhe der Deckplatte von HWK 3 zur Grundplatte von HWK 7 mit dem CT bestimmt, um möglichst exakte Werte zu erhalten (siehe Tabelle 6).

Tabelle 6: Verteilung der Höhe von Halswirbelkörper 3 – 7 der fresh-frozen Präparate in mm (Millimeter)

	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3
Mittelwert	72,44 mm	76,28 mm	74,06 mm
Standardabweichung	5,22 mm	7,07 mm	5,45 mm

Im Gegensatz zum Vorversuch, wurde im Hauptversuch eine axiale Vorlast von 1 kg an die Halswirbelsäule angebracht. Ziel war es, die Gewichtsbelastung des Kopfes in vivo nachzuahmen. Dafür wurde vor der Platzierung in der Belastungsvorrichtung ein K-Draht (Kirschner-Draht) lateral durch die Mitte von HWK 3 gebohrt. Im Anschluss erfolgte die Aufhängung von zwei je 0,5 kg schweren Gewichtsscheiben am K-Draht, wobei darauf geachtet wurde, dass der Abstand von Gewichten zum Präparat links und rechts gleich groß war, um ein Ungleichgewicht zu verhindern. Zur Vermeidung eines Verrutschens der Gewichte während der Belastung, wurden diese mit Klebeband am K-Draht fixiert.

Der gesamte Versuchsablauf war ansonsten mit dem des Vorversuches identisch.

3.5.3. Versuchsprotokoll

Ein kompletter Versuchszyklus setzte sich im Vor- und Hauptversuch somit aus den folgenden Schritten zusammen:

1. Platzierung des K-Drahtes im Wirbelkörper von C3 und Anhängen der zwei Gewichte (je 0,5 kg) für die axiale Belastung (nur im Hauptversuch).
2. Ausrichtung des Präparats in der Belastungsvorrichtung und korrekte Platzierung des Kraftgebers auf dem Wirbelbogen von HWK 4.
3. Simulation einer Translationsbewegung durch kontinuierliche Belastung mit 2 N pro Sekunde bis zum Ausbrechen der Schrauben oder dem Implantatversagen. Dabei Erfassung von F^{\max} und der maximalen Bewegungsauslenkung des Präparates anhand der Wegstrecke des Kraftgebers.

3.5.4. Auswertung

Die während des Vor- und Hauptversuchs gemessenen Werte wurden von der Software WinTest (Version 4.00) von Bose erfasst und kontinuierlich gespeichert. Bei der verwendeten Hardware handelte es sich um einen herkömmlichen Personal Computer. Im Anschluss erfolgte der Datenexport nach Microsoft Excel 2007. Alle Messgrößen sind in Tabelle 7 aufgeführt.

Tabelle 7: Messgrößen und ihre Einheit

Kraft pro Sekunde	2 N/Sek
Maximalkraft in Newton	F^{\max} (N)
Wegstrecke Kraftgeber in Millimeter	mm
Belastungszeit	Sek.

3.6. Statistische Methoden

Mit den gewonnenen Daten über die Knochendichte aus DEXA- und pQCT-Messung, der Maximalkraft der biomechanischen Belastung und der maximalen Bewegungsauslenkung erfolgte die Ermittlung der folgenden statistischen Werte:

- Als Mittelwert (auch arithmetisches Mittel) wird die Summe aller Messwerte einer Gruppe, dividiert durch die Anzahl der Messwerte, bezeichnet.
- Das Minimum gibt den jeweils niedrigsten, das Maximum den jeweils höchsten Wert einer Messung an.
- Die Standardabweichung ist ein Parameter zur Angabe der Streuung der Messwerte. Sie ergibt sich, indem man in einem ersten Schritt die Einzelabweichungen der Messwerte vom Mittelwert quadriert und die quadrierten Werte addiert. In einem zweiten Schritt wird die Summe der quadrierten Einzelabweichungen durch die Anzahl der Messungen -1 dividiert und anschließend die Wurzel gezogen [84].

Für jede der drei Gruppen aus dem Vor- und Hauptversuch wurden Mittelwert und Standardabweichung von F^{\max} und der Bewegungsauslenkung ermittelt. Im Anschluss erfolgte die Untersuchung auf statistisch signifikante Unterschiede zwischen den jeweils drei Gruppen aus Vor- und Hauptversuch. Dabei wurde ein p-Wert kleiner als 0,05 als

statistisch signifikant gewertet. Da die ermittelten Daten nicht normalverteilt waren, wurde der parameterfreie Kruskal-Wallis-Test als Signifikanztest verwendet.

Die grafische Darstellung erfolgte für die Knochendichtemessungen als Balkendiagramm, für Vor- und Hauptversuch als Balkendiagramm mit Fehlerindikator (Standardabweichung) und für die Korrelation der Knochendichte zwischen der DEXA- und pQCT-Messung als Streudiagramm. Streu- und Balkendiagramme wurden, wie auch die gesamte Statistik, mit dem Programm GraphPad Prism (Version 5.03, GraphPad Software Inc., San Diego, USA) erstellt. Die Kraft-Weg-Diagramme wurden mit der frei verfügbaren Software QtiPlot (Version 0.9.9, QtiPlot – Data Analysis and Scientific Visualisation) erzeugt.

4. Ergebnisse

4.1. Vorbemerkung

In der vorliegenden Studie wurde versucht ein Modell zu entwickeln, mit dem eine ventrale Translationsbewegung an der subaxialen Halswirbelsäule simuliert werden kann. Die konkrete Fragestellung nach der Primärstabilität einer ACDFP bei verschiedenen Facettengelenksverletzungen wurde unmittelbar danach mit diesem Modell untersucht. Dadurch beginnt der vorliegende Ergebnisteil mit einer Auswertung der Methodik. Im Anschluss werden die Ergebnisse von radiologischer Untersuchung und biomechanischer Belastung der Implantate dargestellt.

4.2. Methodenauswertung

4.2.1. Präparation und Einguss

Alle Halswirbelsäulen aus Vor- und Hauptversuch konnten erfolgreich präpariert werden. Allerdings bereiteten die teilweise stark ausgebildeten degenerativen Veränderungen der Facettengelenke Schwierigkeiten. Einige der Gelenke waren stark verknöchert so dass die Gelenkflächen nur mit viel Mühe voneinander gelöst werden konnten (die Präparation gelang trotzdem mittels Skalpell, eine Säge wurde nicht zum Lösen der Flächen verwendet). Die weitere Präparation konnte problemlos durchgeführt werden.

Der Einguss in das Technovit 3040 zur Fixierung der Präparate in der Belastungsvorrichtung gelang in allen Fällen. Auch konnten alle Präparate nach Aushärtung des Kunststoffes ohne Schwierigkeiten aus der angefertigten Gussform herausgelöst werden.

4.2.2. Simulation der Verletzungen und Operation

Die Simulation der drei verschiedenen Facettengelenksverletzungen gelang für alle Präparate. Durch die schonende Präparation und die überwiegende Verwendung eines Skalpells kam es zu keiner ungewollten Zerstörung anatomischer Strukturen. Die Verwendung der oszillierenden Säge zur Entfernung der Facettengelenke in Gruppe zwei und drei war ebenfalls unkompliziert möglich.

Es konnte an allen 12 Präparaten des Vorversuchs und an allen 15 Präparaten des Hauptversuchs erfolgreich eine Stabilisierung mittels trikortikalem Knochenspan und ventraler Plattenosteosynthese durchgeführt werden. Dabei war es von großem Vorteil, dass für den Versuch mehrere monosegmentale Platten verschiedener Größen zur

Verfügung standen, so dass von vornherein für jedes Präparat eine passende Platte verwendet werden konnte. Die korrekte Platzierung der Schrauben gelang unter Sichtkontrolle und späterer bildgebender Kontrolle für alle Halswirbelsäulen. Es kam zu keiner Perforation der dorsalen Kortikalis, die im CT präoperativ bestimmte Schraubenlänge erwies sich in allen Fällen als korrekt.

Intraoperativ kam es zu keiner Schraubenlockerung, so dass die Verwendung von Revisionsschrauben damit nicht notwendig war. Auch kam es in der darauffolgenden Platzierung und korrekten Ausrichtung der Präparate in der Versuchsanlage zu keiner sichtbaren Lockerung des Osteosynthesematerials.

4.2.3. Belastungsvorrichtung und Versuchsablauf

Die Belastung der Präparate bis zum Ausbruch der Osteosyntheseschrauben konnte für alle Halswirbelsäulen von Vor- und Hauptversuch erfolgreich durchgeführt werden. Hierbei erfolgte jeder Versuchsablauf nach standardisierten Bedingungen. Allerdings ergaben sich bei der Positionierung des Kraftgebers auf dem 4. Halswirbelkörper unterschiedliche Vorbelastungen, da die Feinjustierung des Hebelarms nur manuell erfolgen konnte. So ergaben sich im Vorversuch unterschiedliche Vorbelastungen mit einem Mittelwert von 23,30 N. Dabei betrug der höchste Wert 42,8 N, der niedrigste Wert lag bei 0,1 N. Die Standardabweichung betrug $\pm 14,53$ N. Es wurde bei keiner der Wirbelsäulen eine sichtbare Auslenkung oder Bewegung aufgrund der Vorbelastung festgestellt. Auch kam es zu keiner sichtbaren Implantatlockerung. Somit wurde die Methode der Positionierung des Kraftgebers im Hauptversuch beibehalten. Für den Hauptversuch wurden Vorbelastungen mit einem Mittelwert von 23,45 N gemessen. Der höchste Wert lag bei 44,6 N, der niedrigste bei 10,4 N. Die Standardabweichung betrug $\pm 9,68$ N.

4.2.3.1. Potentielle Fehlerquellen der Versuchsdurchführung

Als potentielle Fehlerquellen der Versuchsdurchführung wurden folgende Mechanismen definiert:

- ein komplettes Verrutschen des Kraftgebers vom Präparat
- eine seitliche Auslenkung des Präparates durch einen fehlplatzierten Kraftgeber
- ein Einbrechen des Kraftgebers in die knöchernen Strukturen von C4
- Dislokation des Präparates aus dem Aufnahmebehälter
- Frakturen am Präparat außerhalb von Segment C4/C5
- Implantatbruch von Osteosyntheseschrauben oder Osteosyntheseplatten

Bei keinem Belastungsversuch kam es zu den genannten Fehlerquellen. Ebenfalls wurde keine Fraktur eines Facettengelenks in den Gruppen eins und zwei beobachtet. Die Schrauben brachen ausnahmslos bei allen Halswirbelsäulen aus dem kaudalen Wirbelkörper von C5 aus (siehe Abb. 15). Es konnte somit bei allen Präparaten erfolgreich eine Translationsbewegung bis zum Implantatversagen simuliert werden.



Abb. 15: Kaudaler Schraubenausriss bei einem fresh-frozen Präparat

4.3. Radiologische Auswertung

4.3.1. CT

An allen der 15 fresh-frozen Präparate fanden sich teilweise deutliche degenerative sowie osteoporotische Veränderungen der knöchernen Strukturen, was Abb. 16 veranschaulicht. Die degenerativen Veränderungen zeigten sich als stark verschmälerte und deformierte Bandscheibenräume, Spondylophyten nahe der Grund- und Bodenplatten und subchondraler Sklerosierung. Die osteoporotischen Veränderungen umfassten eine sichtbare Knochendichtereduktion sowie Sinterungsbrüche in Form von Fisch- und Keilbrüchen der Brust- und Lendenwirbelsäule. Es wurden allerdings keine Frakturen der Halswirbelsäule und speziell keine Frakturen der Facettengelenke festgestellt.



Abb. 16: Sagittale Aufnahme in der Computertomographie mit degenerativen Veränderungen an einer der fresh-frozen Wirbelsäulen

4.3.2. DEXA

Die Ergebnisse der Knochendichtemessung als T-Score wurden aus dem Mittelwert der Dichtebestimmung der vier Wirbelkörper von L1 – L4 ermittelt. Ein exemplarischer Ausdruck der Messung ist in Abb. 17 aufgezeigt.

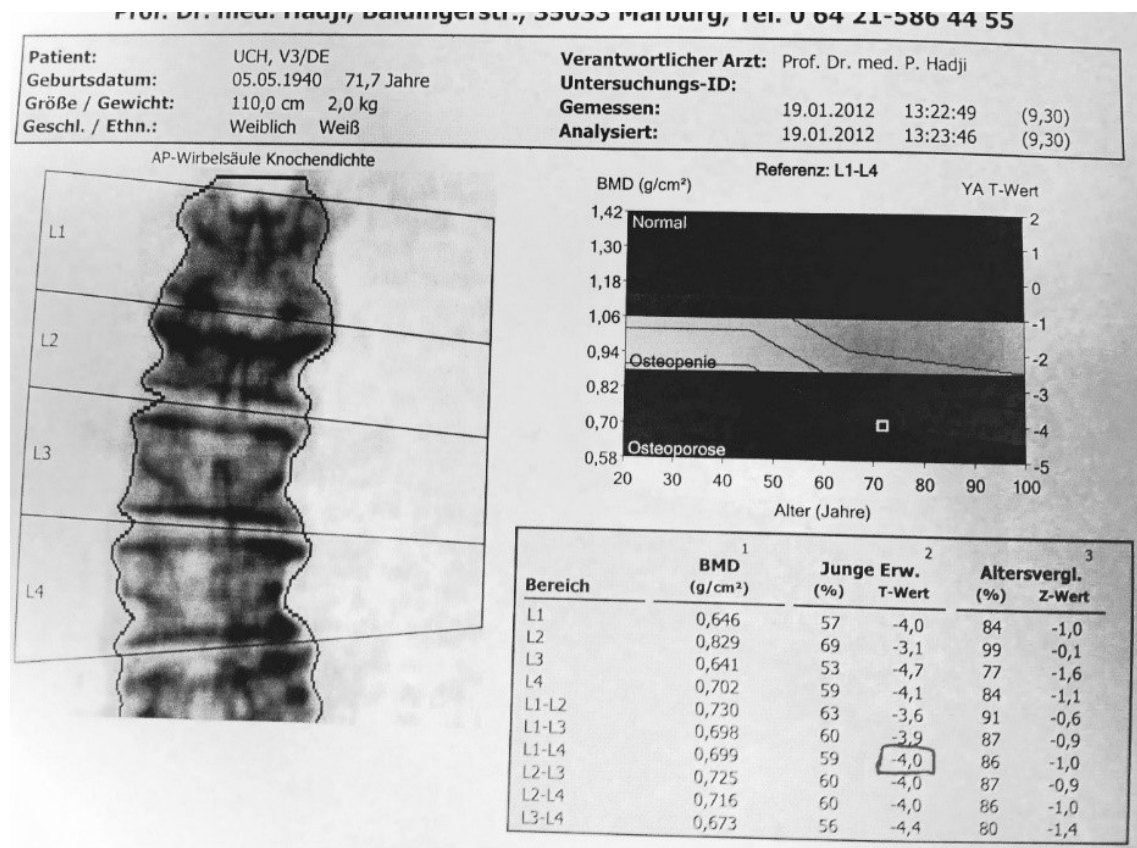


Abb. 17: Exemplarisches Ergebnis der DEXA-Messung

Für die 15 fresh-frozen Wirbelsäulen wurde ein mittlerer T-Score von -4,47 gemessen. Der niedrigste Wert betrug -7,4, der höchste T-Score lag bei -1,1. Die Standardabweichung betrug $\pm 1,82$. Die Ergebnisse sind als Balkendiagramm in Abb. 18 dargestellt.

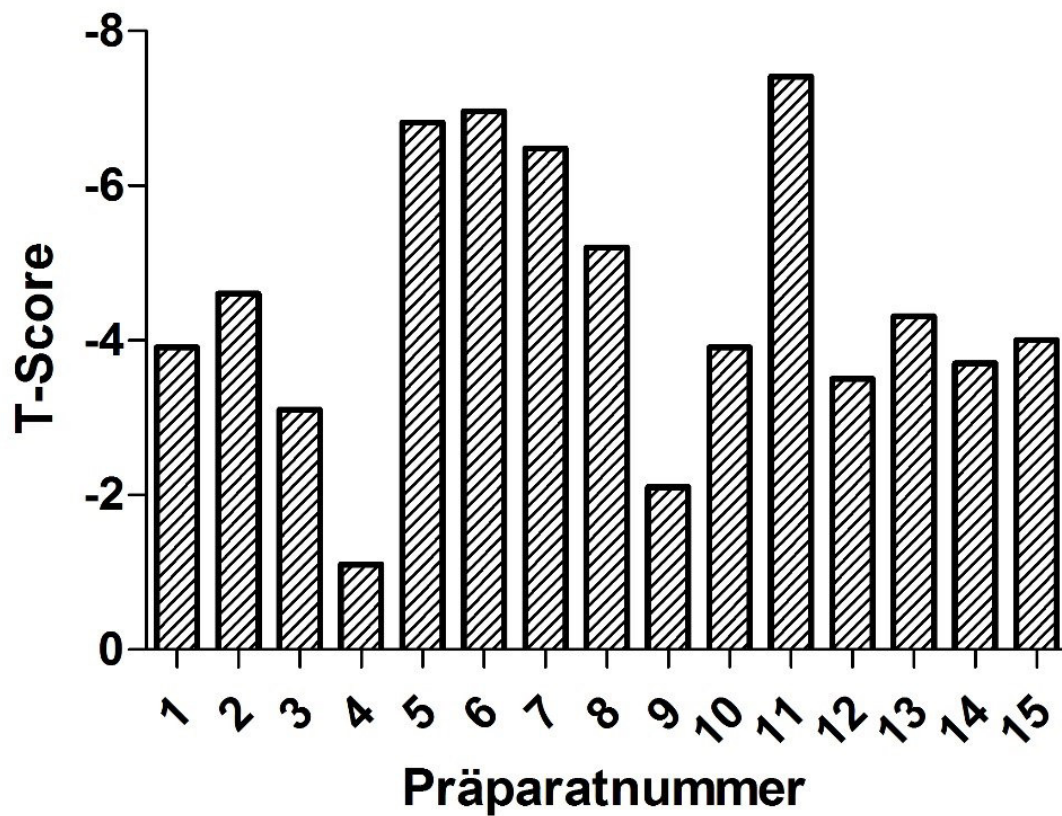


Abb. 18: Balkendiagramm Knochendichte der DEXA-Messung

4.3.3. pQCT

Die Auswertung der Knochendichte und der Knochenstruktur mittels pQCT erfolgte für die 15 fresh-frozen Präparate. Gemessen wurde standardmäßig der 2. Halswirbelkörper. Bei allen Wirbelkörpern zeigte sich eine inhomogene Verteilung der trabekulären Knochenmasse (siehe Abb. 19), so dass die automatisch ermittelte ROI für die meisten Messungen im Nachhinein manuell korrigiert werden musste.

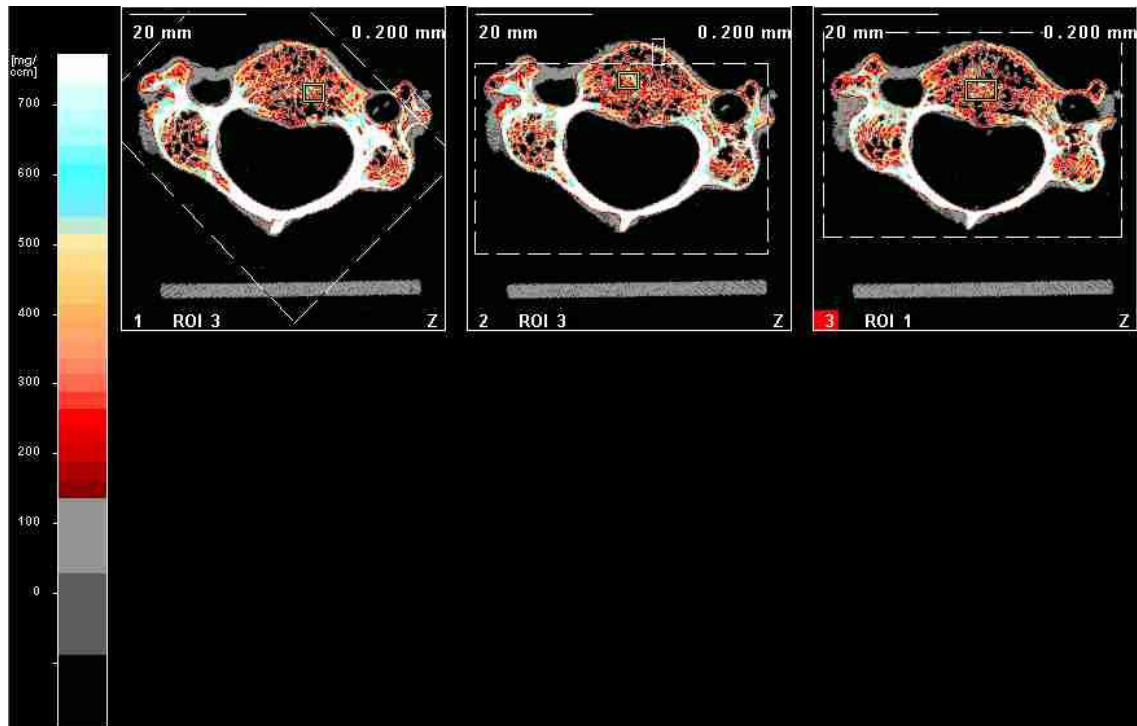


Abb. 19: Exemplarisches Ergebnis der pQCT-Messung mit Verteilung der Knochenmatrix vom 2. Halswirbelkörper

Die Werte der trabekulären Knochendichte der einzelnen Präparate zeigt Abb. 20. Die Präparate hatten eine durchschnittliche trabekuläre Knochendichte von 201.60 mg/cm^3 . Die höchste Knochendichte betrug $316,7 \text{ mg/cm}^3$, der niedrigste Wert lag bei $100,9 \text{ mg/cm}^3$. Die Standardabweichung betrug $\pm 76,73 \text{ mg/cm}^3$.

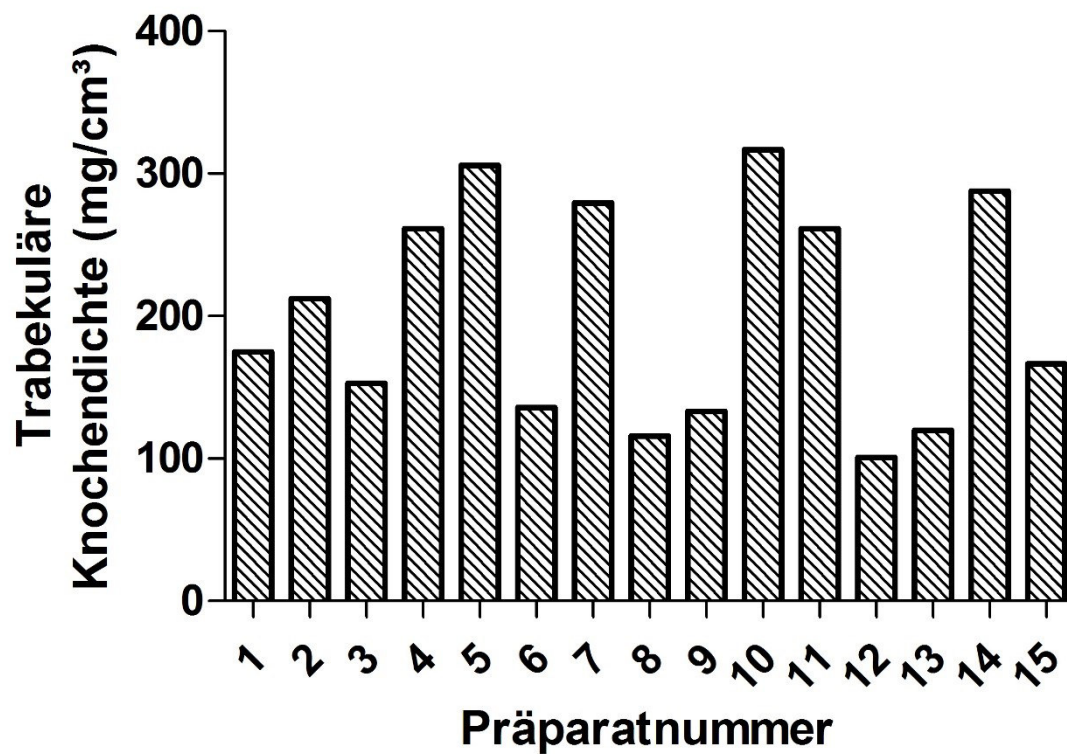


Abb. 20: Balkendiagramm trabekuläre Knochendichte der pQCT-Messung

4.3.4. Korrelation DEXA/pQCT

Um einen möglichen Zusammenhang zwischen den Werten der DEXA-Messung (Lendenwirbelsäule) und den Werten der pQCT-Messung (Halswirbelsäule) zu ermitteln, wurde eine Korrelationsanalyse nach Spearman angewendet (siehe Abb. 21). Es konnte dabei keine signifikante Korrelation festgestellt werden ($r = -0,131$; $p = 0,643$).

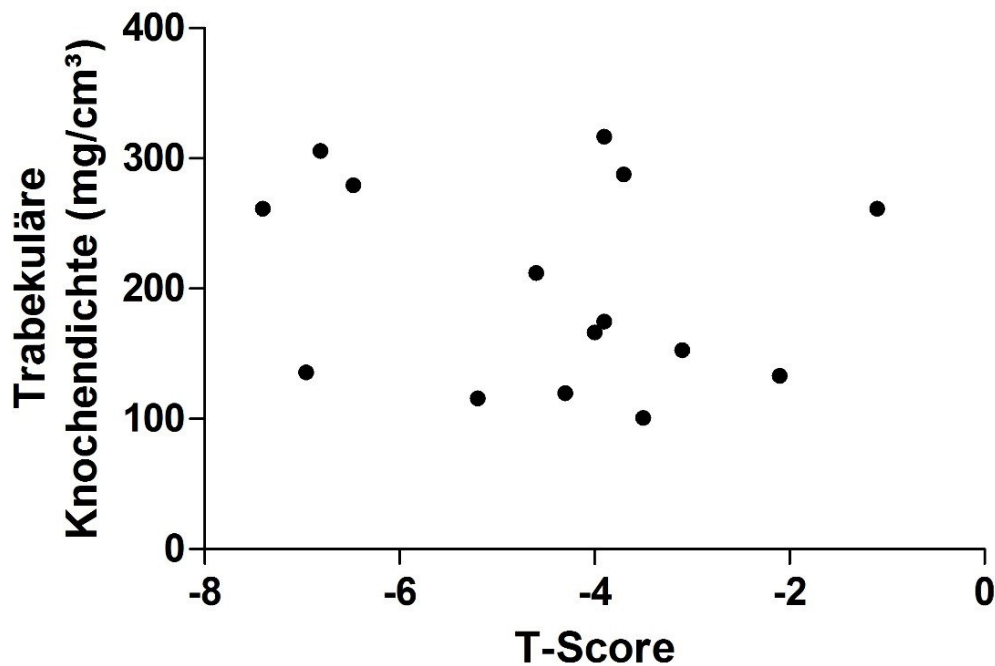


Abb. 21: Streudiagramm Korrelation von T-Score und trabekulärer Knochendichte

4.3.5. Röntgen

Die postoperativen Röntgenaufnahmen sollten mögliche Komplikationen der Operation ausschließen und die korrekte Lage von Knochenspan und Osteosynthesematerial sicherstellen. Es wurde außerdem auf Materialbruch und Dislokation von Span, Schrauben und Platten Acht gegeben. Für jede Gruppe ist in den Abb. 22, 23 und 24 exemplarisch eine Röntgenaufnahme aufgeführt. In der axialen Aufnahme wurde darauf geachtet, dass die Schrauben in der Spongiosa verlaufen und nicht in den Spinalkanal ragen. In der seitlichen Aufnahme sollten die Schrauben ebenfalls in der Spongiosa, deckplattennah, verlaufen. Im anterior-posterioren Strahlengang wurde auf eine korrekte Platzierung in der Mittellinie der Koronarebene geachtet. Dabei zeigte sich für alle Präparate ein unauffälliger postoperativer Befund. In keiner der angefertigten Aufnahmen konnten die genannten Komplikationen festgestellt werden.



Abb. 22: Postoperative Röntgenkontrolle bei intakten Facettengelenken

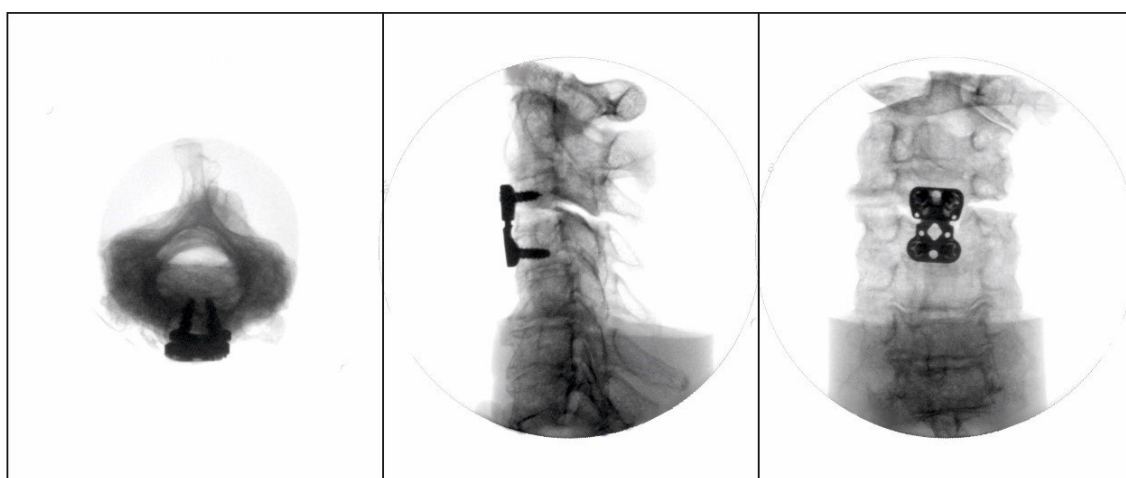


Abb. 23: Postoperative Röntgenkontrolle bei unilateraler Entfernung des Facettengelenks rechts

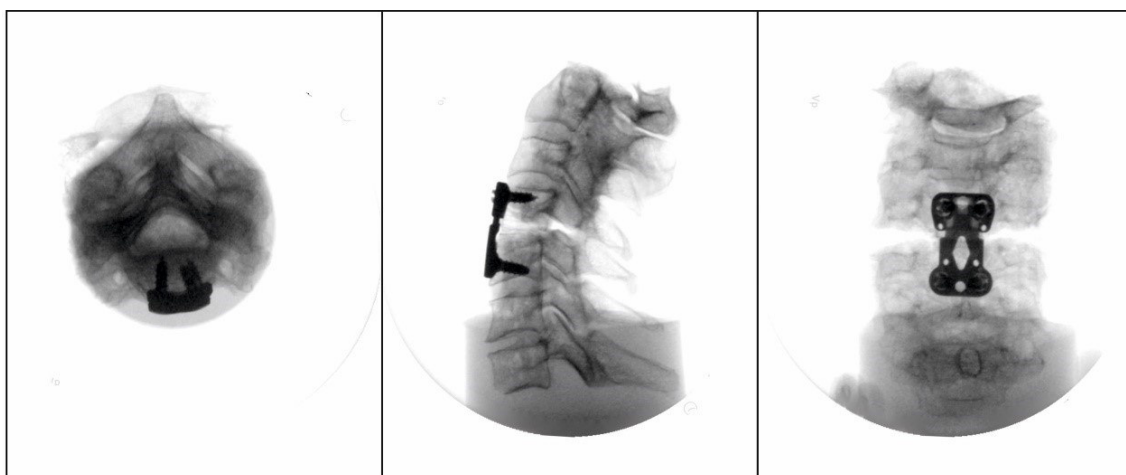


Abb. 24: Postoperative Röntgenkontrolle bei bilateraler Entfernung der Facettengelenke

4.4. Ergebnisse der biomechanischen Belastung

Im Folgenden sind die Werte für die Maximalkraft in Newton, die für das Implantatversagen notwendig waren, für jede Gruppe dargestellt. Die Belastung erfolgte mit 2 N/Sek., wobei pro Sekunde 20 Messungen aufgezeichnet wurden. Ebenfalls ist die maximale Wegstrecke des Hebelarms (in mm) und damit indirekt die Bewegungsauslenkung des Präparates angegeben.

Aufgrund der geringen Fallzahl je Gruppe ($n = 4$ im Vorversuch, $n = 5$ im Hauptversuch) und interindividueller Unterschiede der Spenderwirbelsäulen, konnte nicht von einer Normalverteilung der Daten ausgegangen werden. Somit wurde zur Ermittlung statistisch relevanter Unterschiede von F^{\max} und der Bewegungsauslenkung zwischen den Gruppen der parameterfreie Kruskal-Wallis-Test gewählt. Das Signifikanzniveau wurde dabei mit 5 % festgelegt. Bei statistischer Signifikanz wurde als Folgetest der Dunn's Multiple Comparison Test durchgeführt, um zu bestimmen, zwischen welchen Gruppen die signifikanten Unterschiede auftraten.

4.4.1. Ergebnisse Vorversuch

Im Vorversuch mit den formalinfixierten Präparaten konnte zwischen den drei Gruppen mit den verschiedenen Facettengelenksverletzungen kein signifikanter Unterschied der Mittelwerte festgestellt werden ($p = 0,167$). Allerdings ist ein Trend zur stabilisierenden Funktion der Facettengelenke erkennbar. Die Ergebnisse für F^{\max} veranschaulicht Abb. 25.

In Gruppe 1 (beide Facettengelenke intakt) lag der Mittelwert für die Maximalkraft bis zum Implantatversagen bei 167,30 N. Der höchste Wert betrug 255,6 N, der niedrigste Wert 93,3 N. Die Standardabweichung lag bei $\pm 69,30$ N.

In Gruppe 2 (rechtes Facettengelenk zerstört) betrug der Mittelwert für die Maximalkraft 100,00 N mit einem Höchstwert von 157,3 N und 50,6 N als niedrigster Wert. Die Standardabweichung lag bei $\pm 49,28$ N.

In Gruppe 3 (beide Facettengelenke zerstört) wurde eine mittlere Maximalkraft von 87,25 N gemessen. Die maximale Belastung betrug 136,1 N, der niedrigste Wert 41,3 N. Es wurde eine Standardabweichung von $\pm 39,66$ N ermittelt.

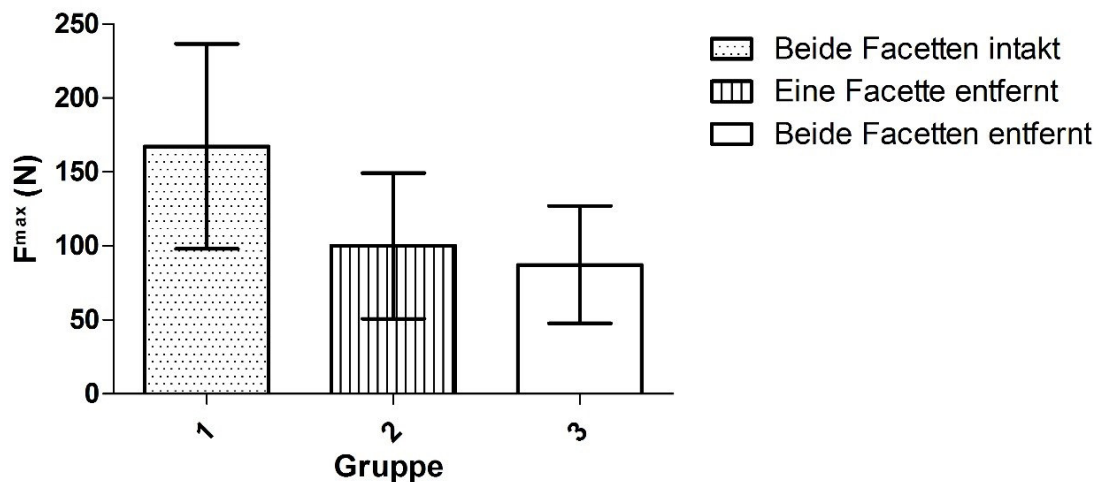


Abb. 25: Balkendiagramm: Mittelwerte von F^{\max} (Maximalkraft) in N (Newton) mit Standardabweichungen im Vorversuch

Die Bewegungsauslenkung ergab sich aus dem maximalen Hubweg des Hebelarms bis zum Implantatversagen. In Abb. 26 sind diese Ergebnisse dargestellt. Dabei konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen festgestellt werden ($p = 0,694$).

Die mittlere Bewegungsauslenkung lag in Gruppe 1 bei 15,90 mm. Der höchste Wert betrug 21,3 mm, der niedrigste Wert 11,6 mm. Die Standardabweichung betrug $\pm 4,23$ mm.

In Gruppe 2 wurde eine mittlere Bewegungsauslenkung von 13,12 mm gemessen. Der höchste Wert lag bei 15,5 mm, der niedrigste Wert bei 10,4 mm, bei einer Standardabweichung von $\pm 2,35$ mm.

In Gruppe 3 maß die mittlere Bewegungsauslenkung 12,92 mm, bei einem Maximalwert von 18,3 mm und 7,1 mm als niedrigster Wert. Die Standardabweichung betrug $\pm 5,96$ mm.

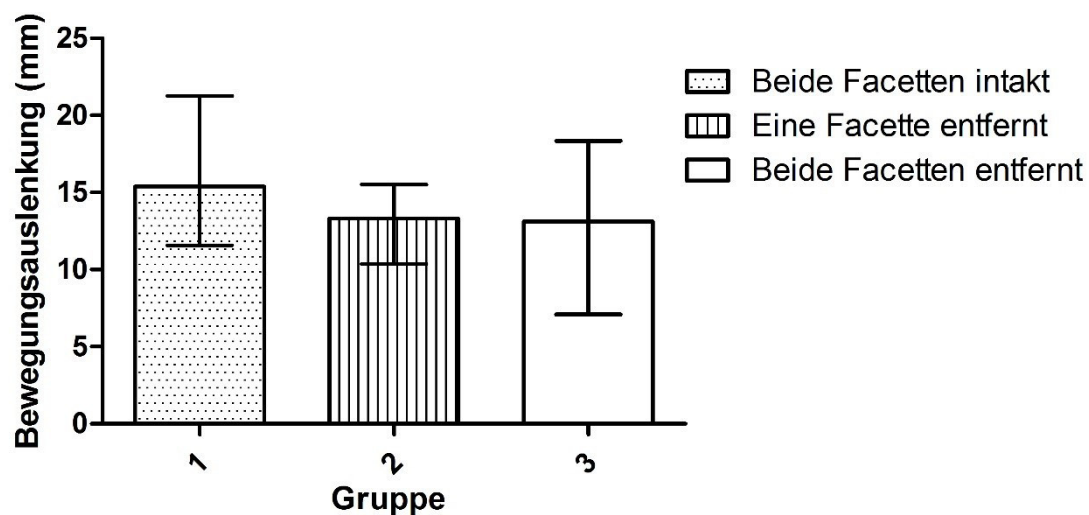


Abb. 26: Balkendiagramm der mittleren Bewegungsauslenkung in mm (Millimeter) mit Standardabweichung im Vorversuch

4.4.2. Ergebnisse Hauptversuch

Im Hauptversuch mit den fresh-frozen Halswirbelsäulen konnte ein signifikanter Unterschied ($p < 0,05$) festgestellt werden. Im Dunn's Multiple Comparison Test ließ sich der signifikante Unterschied auf die Gruppe 1 mit beiden Facettengelenken intakt und auf Gruppe 3 mit beiden Facettengelenken zerstört eingrenzen. In Abb. 27 sind die Ergebnisse für F^{\max} dargestellt.

Der Mittelwert für die Maximalkraft lag in Gruppe 1 (beide Facettengelenke intakt) bei 174,60 N. Der höchste Wert betrug 227,9 N, der niedrigste Wert 134,3 N. Die Standardabweichung lag bei $\pm 46,93$ N.

In der zweiten Gruppe (nur das rechte Facettengelenk zerstört) wurde eine mittlere Maximalkraft von 127,80 N gemessen. Der höchste Wert lag bei 149,2 N, der niedrigste Wert bei 89,9 N. Die Standardabweichung betrug $\pm 22,83$ N.

In der dritten Gruppe (beide Facettengelenke zerstört) betrug der Mittelwert der Maximalkraft 73,42 N, mit einem Höchstwert von 129,9 N und einem Tiefstwert von 51,5 N. Die Standardabweichung lag bei $\pm 32,51$ N.

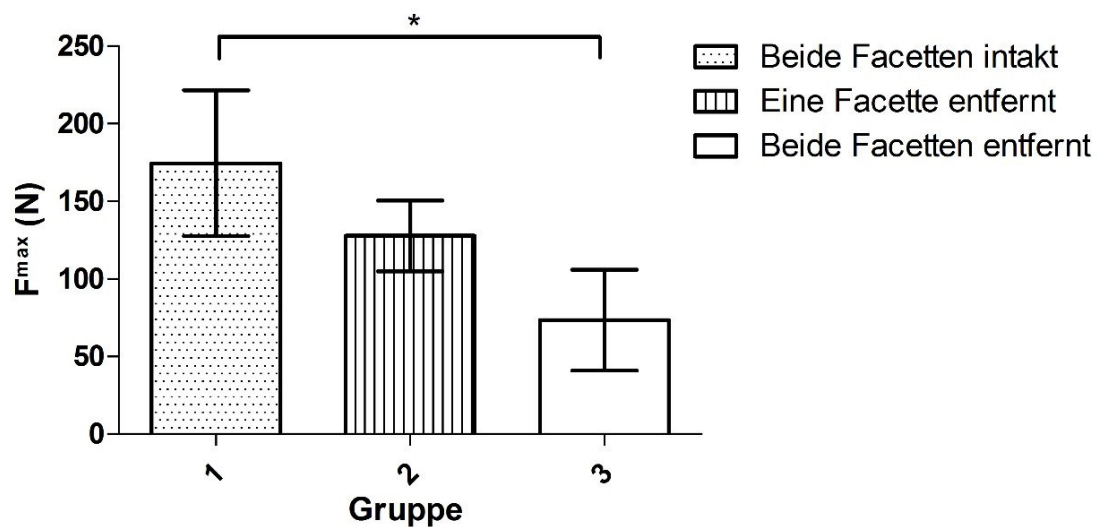


Abb. 27: Balkendiagramm: Mittelwerte von F^{\max} (Maximalkraft) in N (Newton) mit Standardabweichungen im Hauptversuch. Der statistisch signifikante Unterschied zwischen Gruppe 1 und Gruppe 3 wird durch das * verdeutlicht.

Wie bereits im Vorversuch, waren die unterschiedlichen Bewegungsauslenkungen zwischen den Gruppen nicht signifikant ($p = 0,075$). Die Ergebnisse veranschaulicht Abb. 28.

Die mittlere Bewegungsauslenkung lag in Gruppe 1 bei 18,51 mm, wobei als Maximum 20,9 mm und als Minimum 13,0 mm gemessen wurden. Die Standardabweichung betrug $\pm 3,35$ mm.

In Gruppe 2 betrug die mittlere Bewegungsauslenkung 14,39 mm. Der höchste Wert lag bei 19,3 mm, der niedrigste Wert lag bei 8,4 mm. Die Standardabweichung betrug $\pm 4,93$ mm.

Gruppe 3 hatte eine mittlere Bewegungsauslenkung von 12,66 mm. Der höchste Wert betrug 15,8 mm, der niedrigste Wert 7,5 mm. Die Standardabweichung lag bei $\pm 4,09$ mm.

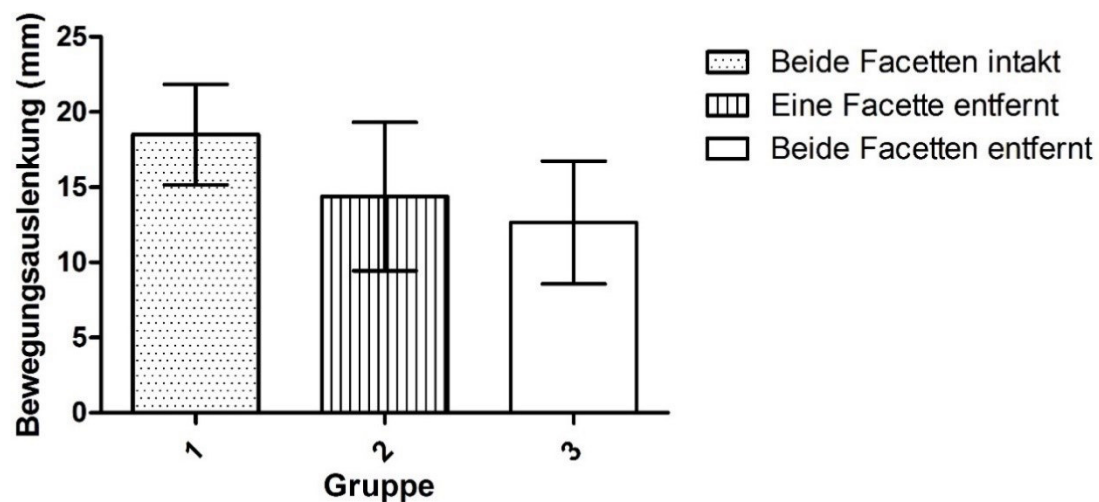


Abb. 28: Balkendiagramm der mittleren Bewegungsauslenkung in mm (Millimeter) mit Standardabweichung im Hauptversuch

4.4.3. Kraft-Weg-Diagramme

Zur Veranschaulichung der durchgeführten Belastungsmethode sind im Folgenden für jede Gruppe aus Vor- und Hauptversuch die Kraft-Weg-Diagramme abgebildet. Die Anzahl der Messungen unterschied sich pro Versuchsablauf aufgrund der variierenden Dauer bis zum Eintreten des Implantatversagens. Die Aufzeichnung der Werte von Weg in mm und der Belastung in N sind nach Ausbruch der Osteosyntheseschrauben nicht mehr auf den Grafiken dargestellt. Somit repräsentiert der höchste Wert im Diagramm F^{\max} und die maximale Bewegungsauslenkung. Der variierende Beginn der Kurve auf der Y-Achse (Kraft in N) ist durch die bereits erwähnte Vorbelastung, bedingt durch die Positionierung des Kraftgebers auf dem Präparat zu erklären, was besonders im Vorversuch zu sehen ist. Auf eine Interpretation der Kurvenverläufe wird im Abschnitt 5.3.2 der Ergebnisdiskussion eingegangen.

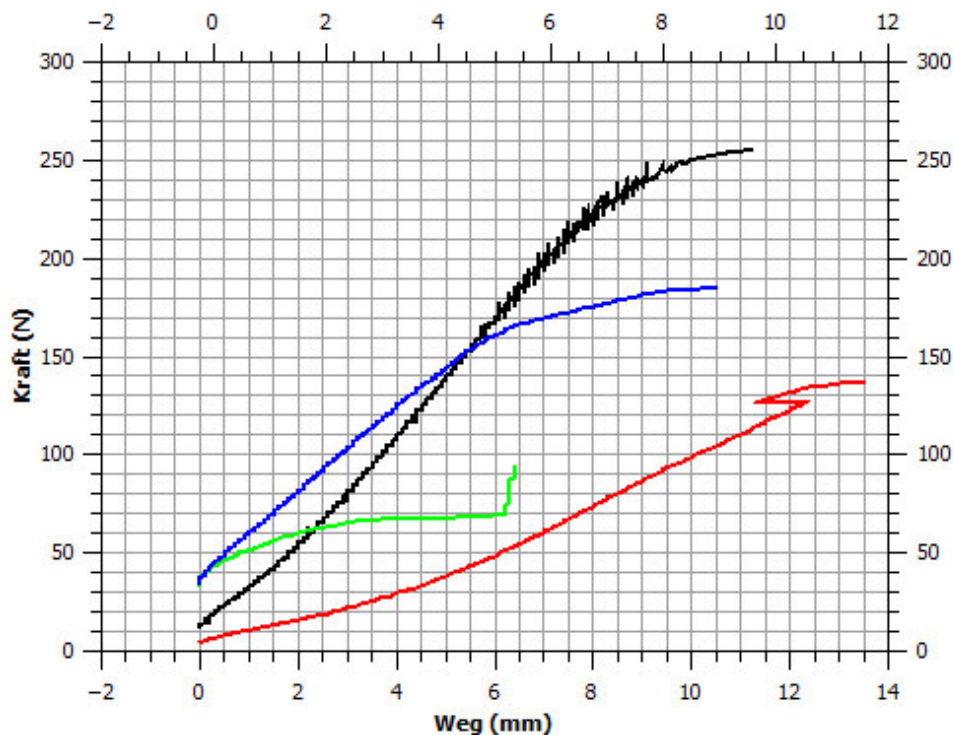


Abb. 29: Kraft-Weg-Diagramme Vorversuch – beide Facettengelenke intakt. N (Newton), mm (Millimeter)

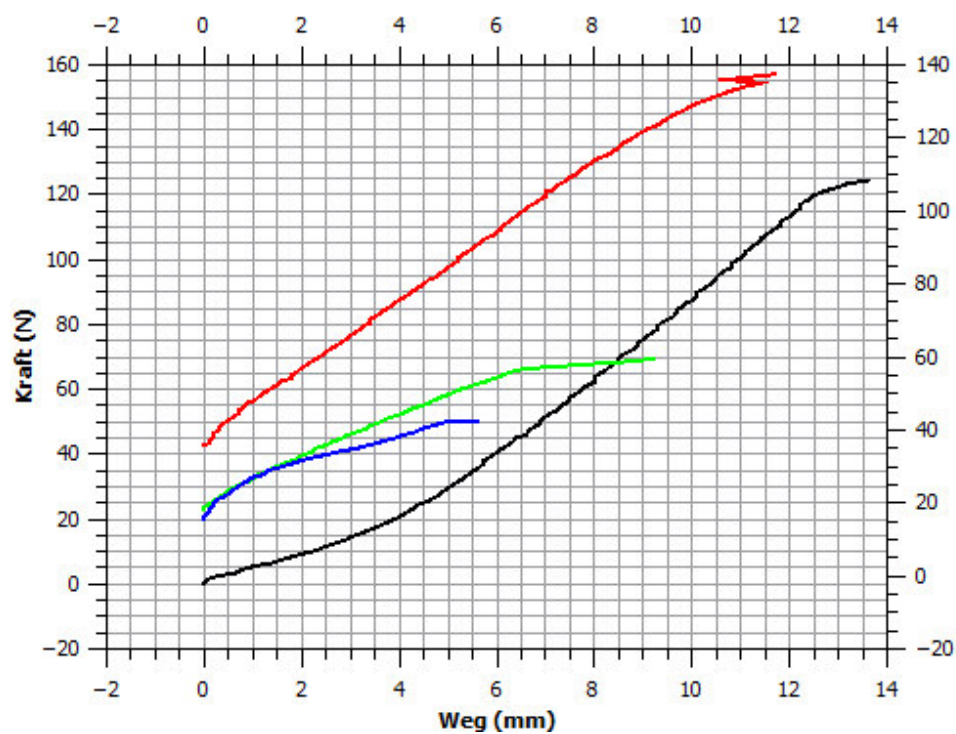


Abb. 30: Kraft-Weg-Diagramme Vorversuch – ein Facettengelenk entfernt. N (Newton), mm (Millimeter)

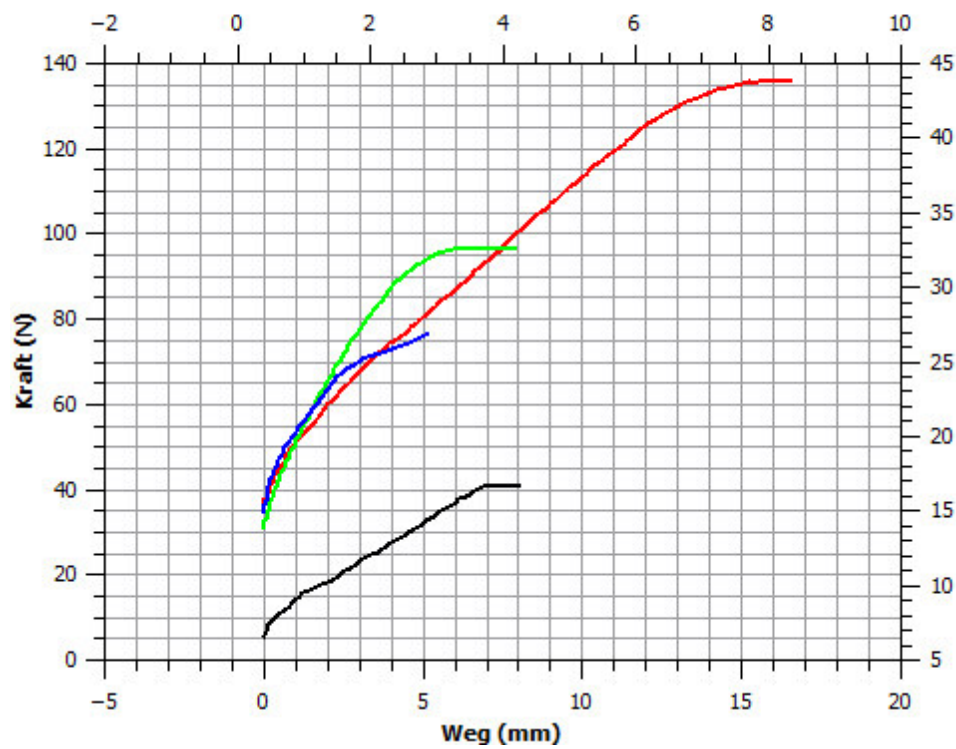


Abb. 31: Kraft-Weg-Diagramme Vorversuch – beide Facettengelenke entfernt. N (Newton), mm (Millimeter)

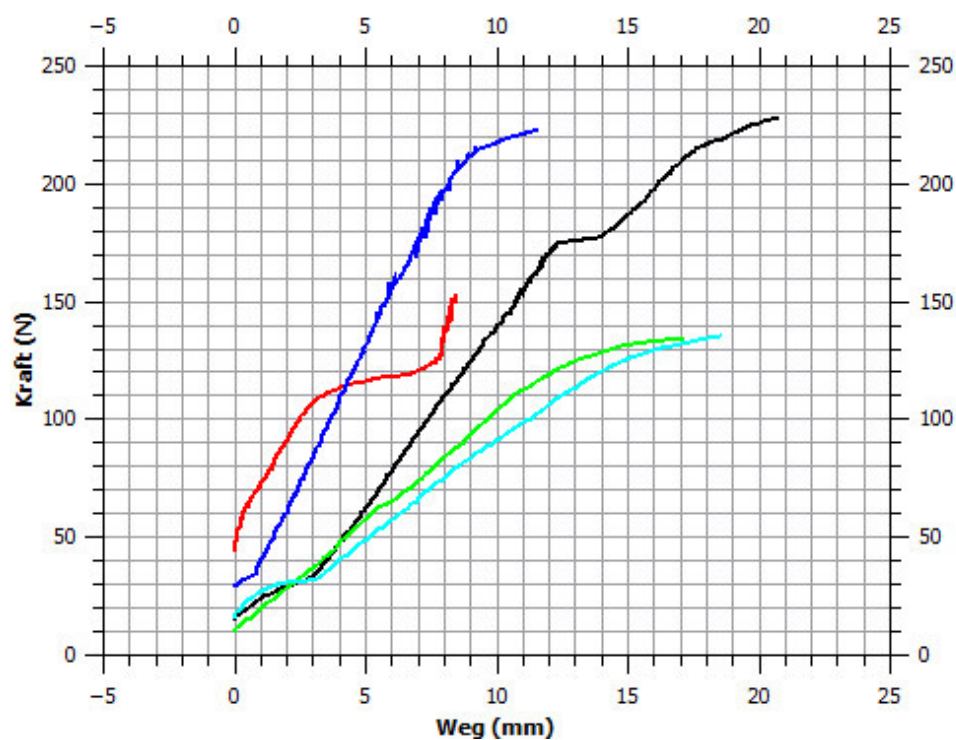


Abb. 32: Kraft-Weg-Diagramme Hauptversuch – beide Facettengelenke intakt. N (Newton), mm (Millimeter)

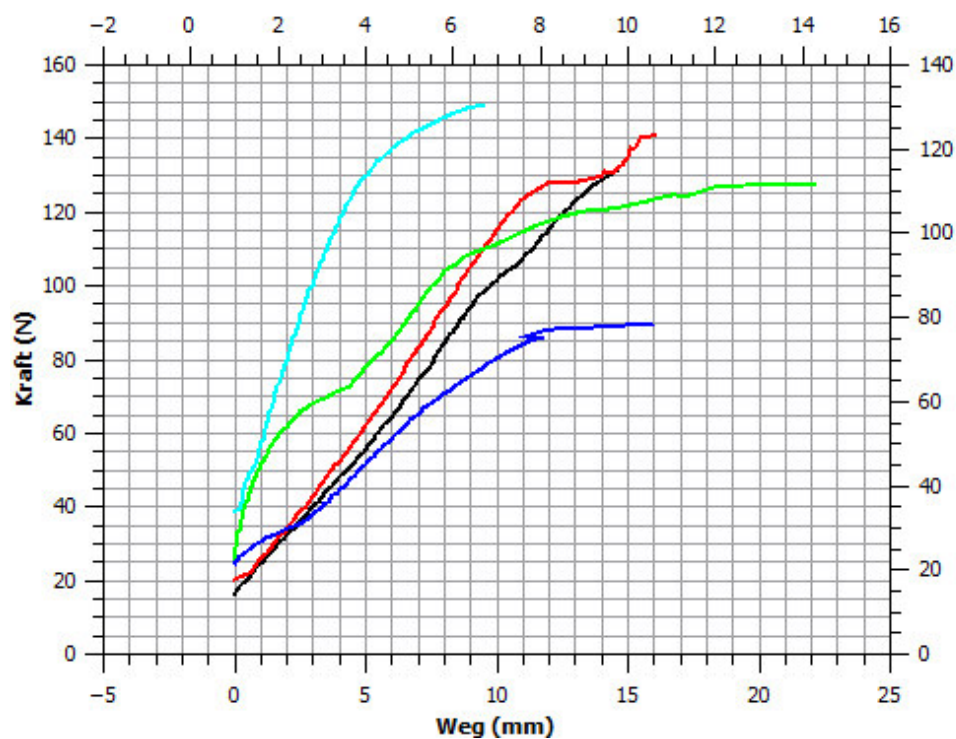


Abb. 33: Kraft-Weg-Diagramme Hauptversuch – ein Facettengelenk entfernt. N (Newton), mm (Millimeter)

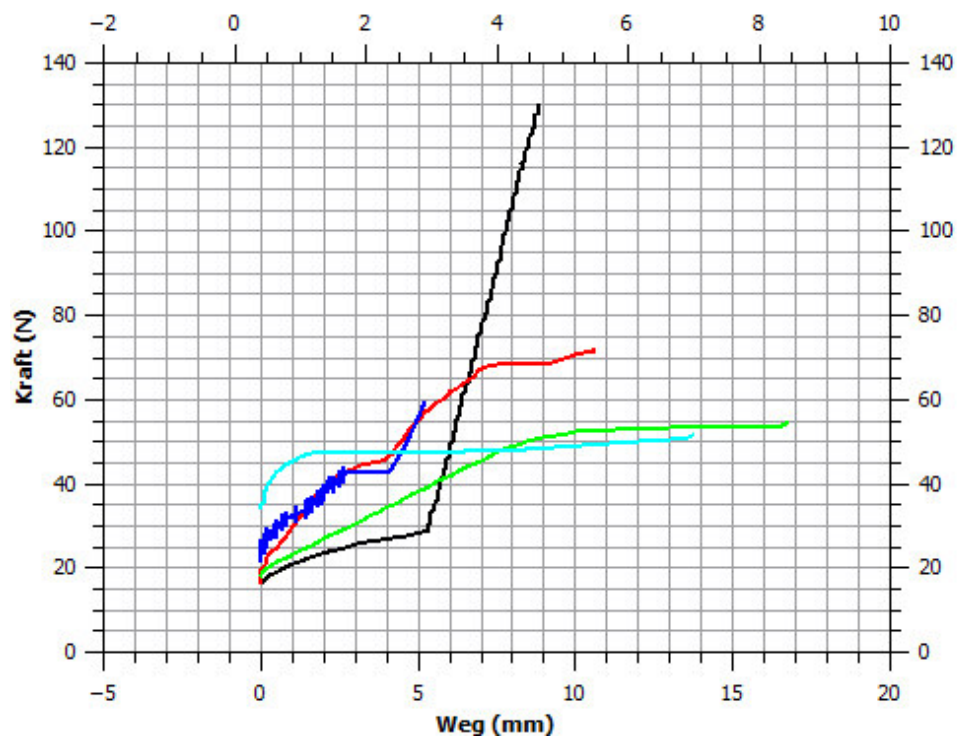


Abb. 34: Kraft-Weg-Diagramme Hauptversuch – beide Facettengelenke entfernt. N (Newton), mm (Millimeter)

4.5. Zusammenschau der Ergebnisse

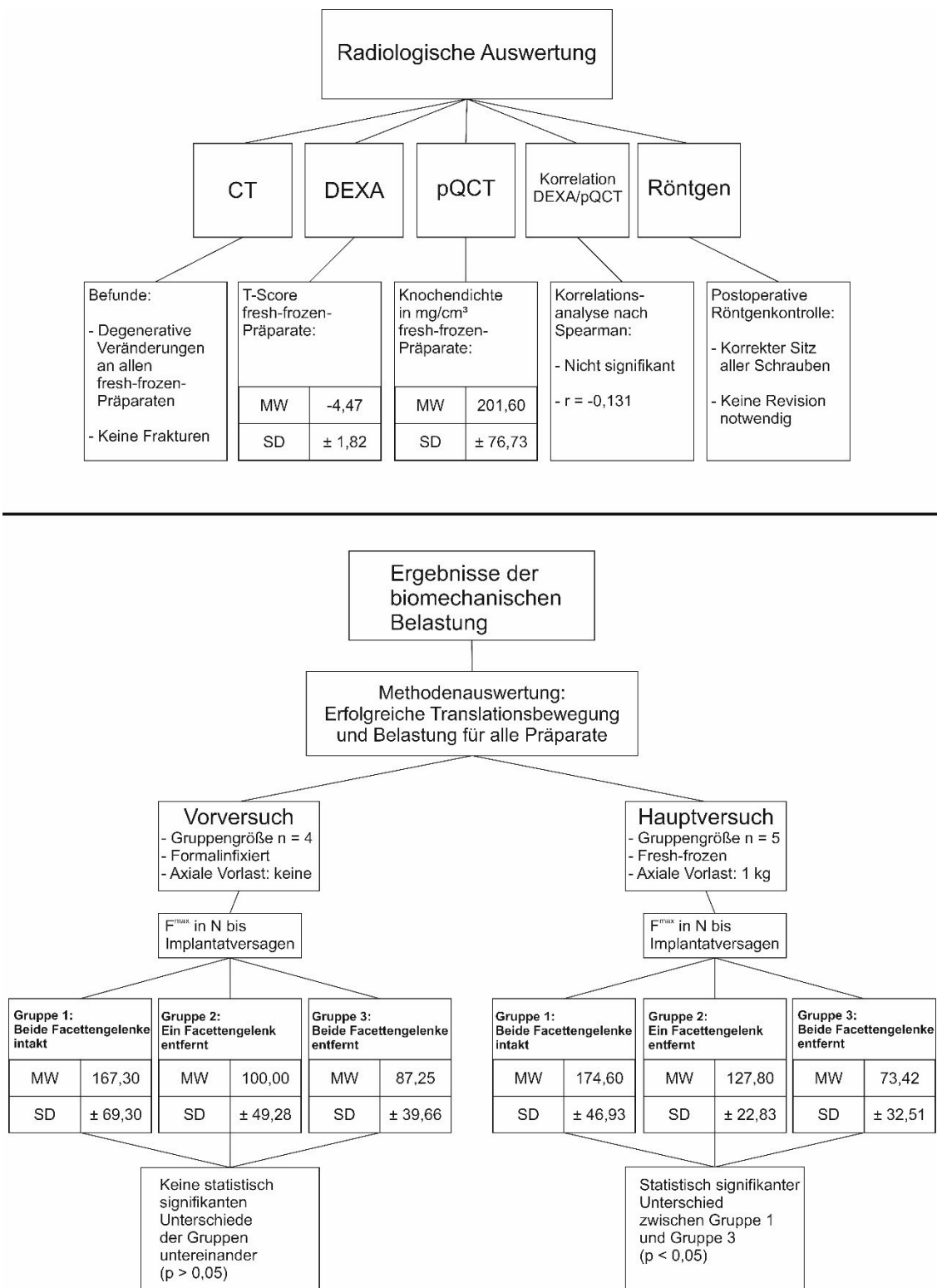


Abb. 35: Flussdiagramm der Ergebnisse. n (Gruppengröße), MW (Mittelwert), SD (Standardabweichung), r (Korrelationskoeffizient), F^{max} (Maximalkraft), N (Newton)

5. Diskussion

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es, den möglichen Einfluss unterschiedlicher Facettengelenksverletzungen der subaxialen Halswirbelsäule auf die Primärstabilität der ACDFP biomechanisch zu untersuchen. Es wurde der Versuch unternommen, einen stabilisierenden Effekt der knöchernen Facettengelenke bei ventralen Translationsbewegungen nachzuweisen und zu quantifizieren. Dafür wurden reine Facettengelenksdislokationen mit uni- und bilateralen Facettengelenksfrakturen verglichen. Die Fragestellung ergab sich auf der klinischen Beobachtung von Johnson et al., bei der die radiologische Versagensrate bei Patienten mit ACDFP untersucht und die Frage nach dem stabilisierenden Einfluss der knöchernen Facetten gestellt wurde [50].

Dazu wurde eine Belastungsvorrichtung entworfen und konstruiert, um eine Translationsbewegung am Halswirbelsäulenpräparat zu simulieren und die Stabilität bei Belastung messen zu können. Um Vergleichbarkeit gewährleisten zu können, wurde die Knochendichte der fresh-frozen Präparate aus dem Hauptversuch gemessen. Ein Vorversuch mit formalinfixierten Präparaten diente der Testung der entwickelten Belastungsvorrichtung.

Wie bereits in der Einleitung erwähnt, entwickelten Dvorak et al. einen Algorithmus, basierend auf der SLIC-Klassifikation, der bei der Wahl des operativen Zugangsweges und der operativen Methode helfen soll. Dies schien aus Sicht der Autoren notwendig, da es bisher keine evidenzbasierten Richtlinien zu dieser Fragestellung gibt. Für uni- oder bilaterale Facettengelenkssubluxationen und verhakte Verrenkungen als Folge von Distraktionsverletzungen wird bei gleichzeitigem Bandscheibenprolaps in den Spinalkanal die ACDFP empfohlen. Liegt kein Bandscheibenprolaps vor, kann entweder eine ACDFP oder eine offene Reposition mit konsekutiver Schraubenfixation und Fusion durchgeführt werden. Bei Facettengelenksdislokationen und Subluxationen mit Frakturen und gleichzeitigem Vorliegen eines Bandscheibenprolapses in den Spinalkanal, im Rahmen von Translations- und Rotationsverletzungen, wird ebenfalls die ACDFP empfohlen. Sollte die Reposition allerdings nicht erfolgreich sein, wird zu einem kombinierten Verfahren geraten. Wenn kein Bandscheibenprolaps vorliegt, kann der Operateur wieder zwischen der ACDFP oder der offenen Reposition mit konsekutiver Schraubenfixation und Fusion wählen [28]. Dabei gibt es eine Vielzahl verschiedener

Studien zur Frage der Stabilität von Instrumentierungen und der Wahl der Zugangswege bei verschiedenen Facettengelenksverletzungen der subaxialen Halswirbelsäule.

5.1. Literaturübersicht und aktueller Forschungsstand

5.1.1. Klinische Studien

Im Abschnitt über die operative Therapie von Verletzungen der subaxialen Halswirbelsäule, speziell bei Facettengelenksdislokationen und Subluxationen der Facettengelenke wurde, bereits auf die Häufigkeit eines Bandscheibenprolapses in den Spinalkanal eingegangen. In allen der vier vorgestellten Studien wurde in diesem Fall zu einer offenen Reposition von ventral und einer ACDFP geraten [9, 32, 56, 78].

Woodworth et al. untersuchten Patienten mit instabilen Verletzungen der subaxialen Halswirbelsäule, bei denen hauptsächlich nur die dorsalen Elemente, inklusive der Facettengelenke, ladiert waren. Es wurde in allen Fällen eine ACDFP durchgeführt. Im anschließenden Follow-up erwiesen sich alle operierten Segmente als stabil. Bei 15 von insgesamt 17 Patienten konnte eine ausreichende Fusion erreicht werden. Auch bezüglich intraoperativem Blutverlust, den kurzen Operationszeiten, Schmerzen und Komplikationsraten wurde die ACDFP bei Verletzungen der dorsalen Elemente positiv bewertet [114]. Zu einem ähnlichen Ergebnis kamen auch Aebi et al., die insgesamt 64 Patienten mit diskoligamentären- und knöchernen Verletzungen der dorsalen Elemente untersuchten. Auch hier wird auf die geringe Komplikationsrate und die hohe Fusionsrate hingewiesen, die beobachtet wurde. Die Autoren empfehlen gegenüber vielen anderen Studien, in welchen der dorsale Zugang bei Verletzungen der dorsalen Elemente empfohlen wird, klar die ACDFP [2]. In einer Studie von Laus et al. konnten ebenfalls gute Ergebnisse einer ACDFP bei subaxialen Halswirbelsäulenverletzungen festgestellt werden, speziell bezüglich anatomischer Dekompression des Spinalkanals und bezüglich der knöchernen Rekonstruktion des verletzten Segmentes [55]. Levi et al. untersuchten Patienten mit Verletzungen der unteren Halswirbelsäule und Rückenmarksverletzungen, bei denen die Dekompression und Stabilisierung ebenfalls von ventral unternommen worden war. Sie verglichen das neurologische Outcome bei einer schnellen chirurgischen Intervention gegenüber einer verspäteten. Dabei wurden keine statistischen Unterschiede festgestellt, allerdings die Vermutung geäußert, dass eine Besserung der neurologischen Symptome von einer schnellen Intervention profitiert. Alle operierten Segmente wurden als stabil bewertet und wiesen ein gutes Alignment auf. Es musste keine zusätzliche Stabilisierung von dorsal erfolgen [57].

Ebenfalls gibt es einige Studien, die gute Ergebnisse für die ventrale Stabilisierung speziell bei Facettengelenksverletzungen nachweisen konnten. In der retrospektiven Fall-Kontroll-Studie von Johnson et al. wurden 87 Patienten mit Facettengelenksverletzungen untersucht. Davon wiesen 65 Patienten (75 %) bilaterale und die verbleibenden 22 Patienten (25 %) unilaterale Facettengelenksverletzungen auf. Insgesamt hatten 47 Patienten frakturierte Facettengelenke. Alle 87 Patienten wurden operativ mit einer monosegmentalen ACDFP behandelt. In der radiologischen Nachkontrolle mit konventionellen Röntgenaufnahmen zeigte sich bei 13 % ein Osteosyntheseversagen (definiert als eine Translation $> 3,5$ mm oder einer Änderung in der Angulation $> 11^\circ$ verglichen mit unmittelbar postoperativ angefertigten Aufnahmen). Dabei wurde eine starke Korrelation zwischen einer Fraktur der knöchernen Endplatten ($P < 0,001$) und Facettengelenksfrakturen ($P = 0,004$) festgestellt. Interessanterweise fand sich eine statistisch signifikante Korrelation zwischen dem Grad der Translation im Follow-up und der Rate an Osteosyntheseversagen ($P < 0,001$). Alter, Geschlecht, behandelnder Chirurg oder Art der verwendeten Platte konnten nicht als Risikofaktor identifiziert werden. Auch ob es sich um eine uni- oder bilaterale Facettengelenksverletzung gehandelt hatte und welches Bewegungssegment betroffen war, hatte keinen Einfluss auf das Osteosyntheseversagen. Aufgrund des häufigen Implantatversagens bei Patienten mit Facettengelenksfrakturen, bei gleichzeitiger Korrelation zwischen Versagensrate und Grad der Dislokation, äußern die Autoren die Vermutung, dass den knöchernen Facettengelenken (bei Zerreißung von Band- und Kapselapparat) eine Rolle bei der Stabilisierung bei ventralen Translationsbewegungen zukommen kann [50]. Interessanterweise konnten Anissipour et al. in einer Studie, die 2015 veröffentlicht wurde, keinen Einfluss der Facettengelenksfrakturen auf das Implantatversagen einer ACDFP beobachten. Sie untersuchten 38 Patienten mit Facettengelenksdislokationen, von denen 30 eine Facettengelenksfraktur aufwiesen (28 unilateral und 2 bilateral). Wie Johnson et al. konnten sie eine häufigere Rate an Osteosyntheseversagen bei Patienten mit Frakturen der Endplatte des Wirbelkörpers beobachten, nicht jedoch bei Patienten mit Facettengelenksfrakturen [4]. Wolf et al. analysierten bei Patienten mit verhakten Verrenkungen der Halswirbelsäule das postoperative neurologische Outcome. In den meisten Fällen konnte eine geschlossene Reposition erfolgen, in den restlichen Fällen wurde offen reponiert. Bei allen Patienten erfolgte im Anschluss eine offene Stabilisierung, entweder von ventral, dorsal oder kombiniert. Dabei wird das Verfahren aus schneller Reposition (geschlossen oder offen) und die daran anschließende operative

Stabilisierung als förderlich für das neurologische Outcome der Patienten gegenüber der konservativen Therapie bewertet [113]. Goffin et al. fanden bei 41 Patienten mit einer Verletzung der unteren Halswirbelsäule 7 bilaterale und 5 unilaterale Facettengelenksdislokationen sowie 9 Subluxationen. In allen Fällen zeigte sich nach einer ACDFP eine gute postoperative Stabilität. Nur in zwei Fällen kam es aufgrund einer Überdistraktion zu Schraubenlockerungen [38].

In anderen klinischen Studien wurde die Stabilität dorsaler Instrumentierungen untersucht. Fehlings et al. untersuchten retrospektiv 44 Patienten mit instabilen Verletzungen der unteren Halswirbelsäule, bei denen von dorsal eine Plattenosteosynthese durchgeführt worden war. Hierbei konnte in 93 % der Fälle das Segment fusioniert werden [33]. Ein ähnlich gutes Ergebnis konnten Cooper et al. bei 20 Patienten mit instabilen subaxialen Halswirbelsäulenverletzungen beobachten. Hier wurde in 19 von 20 Fällen das betroffenen Segmente mit einer dorsalen Plattenosteosynthese erfolgreich stabilisiert [16]. Graham et al. untersuchten in einer prospektiven Studie 21 Patienten, die eine dorsale Arthrodesis mit Massa-lateralis-Schrauben und Plattenosteosynthese erhalten hatten. Die Operationsindikation ergab sich allerdings in den meisten Fällen aus einer Instabilität aufgrund degenerativer Spondylolyse und nicht aufgrund eines Traumas. Auch hier erwies sich die Instrumentierung von dorsal als effektiv. Es kam zu keinem mechanischen Versagen oder der Herausbildung einer Pseudarthrose, das Risiko für eine Radikulopathie durch die Schrauben lag bei 1,8 % [40]. Hadley et al. konnten in 90 % von 68 Patienten mit Verletzungen der Facettengelenke (davon hatten 31 unilaterale und 37 bilaterale Facettengelenksverletzungen) eine neurologische Symptomatik nachweisen. Es wurde sowohl geschlossen als auch offen reponiert. Die offene Reposition war bei 83 % der insgesamt 24 Patienten erfolgreich, wurde aber in den meisten Fällen zusätzlich und nach dem Versuch der geschlossenen Reposition durchgeführt. Es konnte keine statistisch signifikante Verbesserung des neurologischen Outcomes zwischen geschlossener und offener Reposition festgestellt werden [41]. Nazarian und Louis konnten bei 23 Patienten mit unterschiedlichen uni- und bilateralen Facettengelenksverletzungen und nach erfolgter dorsaler Plattenspondylodese weder nach einjährigem noch nach zweijährigem Follow-up eine Instabilität feststellen [65]. Zu einem ähnlichen Ergebnis kamen Anderson et al. in einer prospektiven Studie. Von insgesamt 30 untersuchten Patienten mit instabilen Verletzungen der subaxialen Halswirbelsäule hatten 19 uni- oder bilaterale

Facettengelenksdislokationen und/oder Facettengelenksfrakturen. Sie konnten bei der dorsalen Instrumentierung mit Plattenosteosynthese, die mit Massa-lateralis-Schrauben fixiert und mit einer Knochentransplantation kombiniert wurde, eine 100%ige Fusionsrate feststellen, weswegen die Autoren die dorsale Instrumentierung speziell bei Verletzungen der dorsalen Elemente empfehlen [3].

Klinische Vergleichsstudien, in denen die Stabilität unterschiedlicher Instrumentierungen und das klinische Outcome untersucht wurden, zeigen ein ähnlich inhomogenes Bild bezüglich der Bewertung, welcher Zugang und welche Instrumentierung die überlegene Therapieoption ist. In einer Studie von Shapiro et al. wurden 51 Patienten mit einseitig verhakten Facettengelenken untersucht, von denen 23 eine Facettengelenksfraktur aufwiesen. 46 Patienten wurden über einen dorsalen Zugang versorgt. Davon erhielten nach Reposition insgesamt 24 Patienten eine Fixierung der Dornfortsätze mittels Drahtcerclage, bei 22 Patienten wurde eine dorsale Plattenosteosynthese durchgeführt. Es konnten im Anschluss keine signifikanten Unterschiede bezüglich des klinischen Outcomes und der Stabilität festgestellt werden, allerdings wurde eine Tendenz zu besseren Ergebnissen bei der Verwendung der Plattenosteosynthese festgestellt. Abschließend werden beide Verfahren für die Versorgung einseitig verhakter Verrenkungen empfohlen [86]. Harrington und Park verglichen in einer prospektiven Kohortenstudie die isolierte monosegmentale ADCFP gegenüber dem kombinierten Verfahren einer monosegmentalen ACDFP mit zusätzlicher dorsaler Plattenosteosynthese. Dabei wurden zwölf Patienten mit einer unilateralen Facettengelenkssubluxation ausschließlich von ventral versorgt und zehn Patienten mit bilateralen Facettengelenkssubluxationen erhielten die kombinierte Instrumentierung dorsoventral. Als Grund für diese Vorgehensweise gehen die Autoren auch auf die bereits aufgeführte Studie von Johnson et al. ein, die ein höheres Implantatversagen der ACDFP bei bilateralen Facettengelenksverletzungen festgestellt haben sowie auf biomechanische Untersuchungen, welche dem kombinierten Verfahren eine bessere Stabilität attestieren. Im Ergebnis wurden beide Verfahren positiv bezüglich des klinischen Outcomes bewertet und in allen Fällen eine radiologische Stabilität festgestellt [43, 50].

In weiteren Studien erwies sich die ACDFP gegenüber anderen Verfahren als überlegen. Lifeso und Colucci verglichen die konservative Therapie mit Halo-Fixateur und harter Halskrawatte mit der operativen Stabilisierung von dorsal und mit der Stabilisierung von ventral. Alle Patienten wiesen rotationsinstabile Verletzungen der unteren

Halswirbelsäule mit Beteiligung der ventralen und dorsalen Elemente auf. Die konservative Therapie bot nicht genügend Stabilisierung gegenüber Rotationsbewegungen, wohingegen bei der dorsalen Instrumentierung eine Tendenz zur Kyphosierung beobachtet wurde (vermutlich aufgrund eines Kollabierens des vorderen Bandscheibenfaches). Die ventrale Stabilisierung wurde am besten bewertet bezüglich der Stabilität und weil keine Kyphosierung beobachtet werden konnte [58]. Rabb et al. untersuchten 25 Patienten mit unilateralen, isolierten Facettengelenksfrakturen, ohne Dislokation und ohne verhakte Verrenkungen. 21 wurden von ventral stabilisiert, 3 von dorsal. Bei einem Patienten wurde das kombinierte Verfahren angewendet. Die Autoren empfehlen in ihrer Schlussfolgerung für eine isolierte Facettengelenksfraktur die ACDFP, gerade auch deswegen, da bei diesem Verletzungsmuster häufig eine Zerreißung der Bandscheibe vorliegen kann. Die erreichte Stabilität der ACDFP war ebenfalls hoch [80].

Andere Studien haben keine klare Empfehlung, welches Verfahren überlegen ist. Brodke et al. untersuchten Patienten mit instabilen Verletzungen der subaxialen Halswirbelsäule und gleichzeitiger Rückenmarksverletzung. Insgesamt wiesen 39 Fälle Facettengelenksverletzungen auf. 20 wurden von ventral und 30 von dorsal operativ stabilisiert. Es konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Verfahren gefunden werden, weder was die Fusion noch was den postoperativen Schmerz oder das neurologische Outcome angeht. Die Autoren schlussfolgern, dass beide Verfahren bei instabilen Halswirbelsäulenverletzungen effektiv sind und die Wahl des Zuganges von der Präferenz des Operateurs oder abhängig von speziellen Verletzungsmustern ausgewählt werden kann [12]. Zu einer ähnlichen Schlussfolgerung kamen auch Kwon et al. Sie untersuchten in einer prospektiven, randomisierten Studie 42 Patienten mit unilateralen Facettengelenksverletzungen der subaxialen Halswirbelsäule, von denen 34 frakturierte Facettengelenke hatten. 20 Patienten wurden mit einer ACDFP versorgt, 22 von dorsal entweder mit einer dorsalen Plattenosteosynthese und/oder mit einer zusätzlichen Drahtcerclage. Dabei lag die postoperative Fusionsrate für ventral bei 100 % gegenüber 89 % für die dorsale Instrumentierung, was zwar statistisch nicht signifikant sei, aber vielen biomechanischen Studien widerspräche, bei denen die dorsale Instrumentierung bei einseitigen Facettengelenksverletzungen eine höhere Stabilität aufgezeigt hätte. Die Autoren vermuten, dass die knöcherne Ausheilung, die in biomechanischen Studien nicht berücksichtigt werden kann, für diese Diskrepanz verantwortlich sein könnte. Patienten mit der dorsalen Instrumentierung hatten eine leicht

erhöhte Infektionsrate im Operationsgebiet sowie etwas mehr Schmerzen, wohingegen bei der ventralen Instrumentierung häufiger Schluckbeschwerden beobachtet wurden, die sich allerdings alle nach drei Monaten zurückgebildet hatten. Insgesamt wies keiner der untersuchten Parameter statistisch signifikante Unterschiede zwischen ventraler und dorsaler Stabilisierung auf, so dass die Autoren auch keines der Verfahren dem anderen vorziehen [54].

5.1.2. Experimentelle Studien

Aufgrund der Tatsache, dass in der vorliegenden Arbeit eine neue Belastungsmethode bzw. Bewegungssimulation für die Frage der Stabilität bei Translationsbewegungen entwickelt wurde, ist ein direkter Vergleich mit den Methoden und Ergebnissen anderer biomechanischer Studien schwierig. Es wird im Folgenden ein Überblick über biomechanische Untersuchungen gegeben, welche sich allgemein mit der Stabilität der unteren Halswirbelsäule und teilweise im Speziellen mit Facettengelenksverletzungen befassen haben.

Duggal et al. simulierten unilaterale Facettendislokationen an der unteren Halswirbelsäule ohne knöcherne Verletzungen und versorgten diese mit ventralen Plattenosteosynthesen oder dorsalen Massa-lateralis-Schrauben. Dabei erwies sich während der statischen Belastung die dorsale Instrumentierung in allen sechs Bewegungsrichtungen statistisch signifikant stabiler als die ventrale Stabilisierung [27].

Coe et al. maßen die Stabilität von sechs intakten Halswirbelsäulenpräparaten und generierten im Anschluss bilaterale Facettengelenksdislokationen mit Zerreißung von Bandscheibe und Bandapparat (mit Ausnahme des vorderen Längsbandes) im Segment C5 – C6. Sie versorgten diese Verletzung entweder mit dorsaler Drahtcerclage oder Plattenosteosynthese oder einer ventralen Plattenosteosynthese und verglichen die Stabilität untereinander und mit dem intakten Präparat. Dafür wurden die Präparate zyklisch belastet. Hierbei erwies sich die ventrale Stabilisierung allgemein als am wenigsten stabil, sowohl gegenüber der dorsalen Verfahren als auch gegenüber dem intakten Präparat. Zwischen dorsaler Drahtcerclage und Plattenosteosynthese konnten keine wesentlichen Unterschiede in der Stabilität festgestellt werden [15]. Zu einem ähnlichen Ergebnis kamen auch Do Koh et al. Sie verglichen die ventrale Plattenosteosynthese mit der dorsalen Platte mit Massa-lateralis-Schrauben und gegenüber dem kombinierten Vorgehen aus beiden Instrumentierungen. Dabei belasteten sie zehn Präparate von C2 – Th1 (fünf mit einer simulierten Berstungsfraktur und fünf

mit Flexions-Distraktions-Verletzung, Zerreißung der dorsalen Elemente und bilateraler Facettengelenksdislokation). Die dorsale Stabilisierung war der ventralen deutlich überlegen, wohingegen das kombinierte Verfahren nicht wesentlich stabiler war als die dorsale Stabilisierung allein. Dies zeigte sich speziell bei den Flexions-Distraktions-Verletzungen. Die Autoren schlussfolgern, dass die ventrale Plattenosteosynthese bei einer Zerstörung der dorsalen Elemente keine ausreichende Stabilität gewährleisten kann [26]. Auch Kim et al. kommen zu einem ähnlichen Schluss, wenngleich sie bei der ACDFP eine etwas bessere Stabilität beobachten konnten. Sie untersuchten ebenfalls bilaterale Facettengelenksdislokationen auf Höhe von C5 – C6 und verglichen die mechanischen Eigenschaften nach ACDFP, nach ACDFP mit dorsaler Pedikelschrauben-Fixierung und nach ACDFP mit dorsaler Drahtcerclage. Dabei erwies sich die ACDFP zwar als am wenigsten stabil, aber immer noch stabiler als das intakte Präparat. Die höchste Stabilität konnte bei der ACDFP mit dorsaler Pedikelschrauben-Fixierung gemessen werden. Trotzdem geben die Autoren eine Empfehlung für die ACDFP aufgrund der höheren Stabilität gegenüber dem intakten Präparat [52]. Sutterlin et al. simulierten Flexions-Distraktions-Verletzung zwischen C4 und C5 mit bilateralen Facettengelenksdislokationen an bovinen Wirbelsäulenpräparaten. Sie verglichen drei verschiedene Drahtcerclagen von dorsal mit einer dorsalen Plattenosteosynthese und einer ventralen Plattenosteosynthese und belasteten die Präparate statisch und zyklisch. Die ventrale Stabilisierung wies auch in dieser Studie die geringste Stabilität auf, speziell unter axialer Belastung und bei Flexion war das Ergebnis statistisch signifikant. Zwischen den Drähten wurde kein wesentlicher Unterschied festgestellt und die Stabilität ähnelte den intakten Präparaten. Am stabilsten war die dorsale Plattenosteosynthese. Die Autoren empfehlen, dass im Falle einer benötigten ventralen Stabilisierung immer eine zusätzliche Stabilisierung von dorsal erfolgen sollte [94]. Zu einem ganz ähnlichen Resümee kamen auch Ullrich et al. Sie generierten im Segment C5/C6 eine komplette diskoligamentäre Zerreißung und stabilisierten die verletzten Präparate mit einer ventralen Plattenosteosynthese, die sie mit einer dorsalen Plattenosteosynthese oder Drahtcerclage verglichen. Außerdem wurden Kombinationen aus ventraler und dorsaler Stabilisierung untersucht. Die alleinige ventrale Stabilisierung erwies sich als nicht ausreichend, so dass die Empfehlung für entweder eine zusätzliche externe Immobilisation gegeben wird (speziell um Flexionsbewegungen zu verhindern) oder aber eine zusätzliche dorsale Stabilisierung erfolgen sollte, falls die ventrale Stabilisierung notwendig ist [101]. Pitzen et al. entfernten schrittweise die dorsalen Elemente, nachdem sie initial die Stabilität des

intakten Präparates und die Stabilität nach Diskektomie und nach Entfernung des vorderen und hinteren Längsbandes ermittelt hatten. Im Anschluss erfolgte eine ventrale Plattenosteosynthese. Ziel der Studie war es, den Einfluss der einzelnen dorsalen Elemente auf die Stabilität einer ventralen Plattenosteosynthese zu untersuchen. Hierbei wählten sie auch das Segment C5/C6 und maßen nach jedem Arbeitsschritt die ROM und NZ, wobei die Belastung nichtzerstörend erfolgte. Nach Entfernung der Facettengelenkskapseln erfolgte eine dorsale Stabilisierung mittels Schrauben-Stab-System. Danach wurden die knöchernen Facettengelenke auf beiden Seiten gleichzeitig entfernt und die dorsale Fixierung wieder entfernt. Zu allerletzt wurde die dorsale Fixierung wieder angebracht. Eine statistisch signifikante Vergrößerung der durchschnittlichen ROM zeigte sich dabei sowohl nach der Kapsulotomie als auch nach der beidseitigen Entfernung der Facettengelenke. Ebenfalls kam es bei der Entfernung der Facettengelenke zu einer statistisch signifikanten Erhöhung der NZ in Flexion und Extension. Die abschließende dorsale Fixierung konnte die ROM wieder signifikant reduzieren [77]. Paxinos et al. simulierten Flexions-Distraktions-Verletzungen mit bilateralen Facettengelenksdislokationen und versorgten die Präparate ebenfalls in Segment C5/C6 mit einer ACDFP. Sie weisen in ihrer Studie auf die häufige Diskrepanz zwischen klinisch guten Ergebnissen für eine alleinige ACDFP auf der einen Seite und auf die häufig schlechten Ergebnisse bezüglich der Stabilität in experimentellen Studien auf der anderen Seite hin. In ihrer Untersuchung maßen sie ausschließlich die ACDFP, applizierten allerdings unterschiedlich hohe Momente und testeten die Präparate einmal mit und einmal ohne Vorlast von 150 N. Bei kleinen applizierten Momenten (0,8 Newtonmeter) bot die ACDFP eine gute Stabilität. Auch bei der Applikation höherer Momente (1,5 Newtonmeter) kam es zu keiner signifikanten Erhöhung der ROM (mit und ohne Vorlast). Allerdings beobachteten sie eine signifikante Erniedrigung der ROM bei Anlage einer Vorlast im Gegensatz zu der Belastung ohne Vorlast. Sie kommen zu dem Schluss, dass die ACDFP bei kleinen Bewegungen ausreichend Stabilität bieten kann, solange auf größere Bewegungen verzichtet wird (zum Beispiel durch eine zusätzliche externe Immobilisierung). Bei ausreichender Vorlast können auch größere Kräfte genügend Stabilität gewährleisten. Im Umkehrschluss sollte bei Patienten mit gestörter neuromuskulärer Kontrolle und Osteoporose ebenfalls eine externe Immobilisierung verwendet werden, bis es zu einer Ausheilung gekommen ist [74].

Traynelis et al. konnten eine Überlegenheit der ventralen Plattenosteosynthese gegenüber einer dorsalen Drahtcerclage feststellen. Dabei untersuchten sie beide Verfahren bei Präparaten, bei denen sie eine Tear-Drop-Verletzung (eine Sonderform der Kompressionsfraktur) von C5 mit Instabilität der dorsalen Elemente simuliert hatten. Die Plattenosteosynthese erwies sich in allen untersuchten Belastungsmodi als stabiler, in Extension und Lateralflexion sogar signifikant stabiler. Somit empfehlen die Autoren für dieses Verletzungsbild die ventrale Plattenosteosynthese [97]. Ebenfalls instabile Tear-Drop-Verletzungen des Segmentes C5/C6 untersuchten Ianuzzi et al. Auch hier waren die dorsalen Elemente und die ventralen Bänder und die Bandscheibe entfernt worden. Sie verglichen ventrale, dorsale und dorsoventrale Verfahren sowie einsegmentale- (C5/C6) und zweisegmentale (C4/6) Stabilisierungen. Sie konnten für alle Verfahren eine höhere Stabilität als für das intakte Präparat feststellen. Die Unterschiede zwischen den einzelnen Verfahren waren dabei nur gering [45].

Auf die experimentellen Studien von Cusick et al., Panjabi et al. und Raynor et al., in welchen die Stabilität nach Facettektomie untersucht wurde, ist bereits im Abschnitt 1.3.4 zu traumatischen Translationsbewegungen eingegangen worden. Anzumerken ist, dass in allen drei Studien ausschließlich Bewegungssegmente und keine ganzen Wirbelsäulenpräparate untersucht wurden. Auch fand keine Untersuchung zum stabilisierenden Effekt auf eine ventrale Instrumentierung statt, wie dies in der vorliegenden Studie der Fall ist [20, 73, 82].

5.1.3. Studien zur SLIC-Klassifikation

Seit der Veröffentlichung der SLIC-Klassifikation von Vaccaro et al. 2007 [103], sind einige externe Untersuchungen zur Reliabilität und Validität der SLIC-Klassifikation erschienen. Unter anderem zeigte sich bei einigen dieser Studien, dass die Bewertung der Morphologie die größten Schwierigkeiten bereitet.

Cruz et al. führen eine zweigeteilte Studie durch. In einem ersten Schritt wurde die SLIC-Klassifikation retrospektiv auf eine Gruppe von 12 Patienten mit Verletzungen der subaxialen Halswirbelsäule angewendet, die ausschließlich aufgrund der persönlichen Entscheidung des behandelnden Chirurgen operiert worden waren. Im zweiten Schritt wurde die SLIC-Klassifikation zur Therapieentscheidung bei 28 weiteren Patienten mit dieser Verletzungsform verwendet. Dabei zeigte sich, dass in der Gruppe mit 12 Patienten zwei Patienten operativ therapiert wurden, obwohl der SLIC-Score < 4 betrug. In der zweiten Gruppe wurden alle Patienten übereinstimmend mit der Therapieempfehlung der

SLIC-Klassifikation behandelt, woraus die Autoren der SLIC-Klassifikation einen Nutzen gerade bei der Therapieentscheidung von weniger schwerwiegenden Verletzungen der unteren Halswirbelsäule zusprechen [18]. Joaquim et al. untersuchten 2011 in einer retrospektiven Studie die Validität der SLIC-Klassifikation. In der konservativ behandelten Gruppe ($n = 14$) hatte nur ein Patient einen SLIC-Score > 4 , womit der positive prädiktive Wert bei 92,9 % lag. In der Gruppe, die operiert worden war ($n = 24$), hatten 2 Patienten einen SLIC-Score < 4 . Der positive prädiktive Wert lag hier bei 92,7 %. Trotz des hohen prädiktiven Wertes von insgesamt 92,1 % haben die Autoren auf mögliche Einschränkungen der SLIC-Klassifikation hingewiesen. So wird einerseits angemerkt, dass ein Bandscheibenprolaps in den Spinalkanal in den Klassifikationskriterien nicht berücksichtigt wird. Zum anderen wird auf die fehlende Berücksichtigung von Facettengelenksverletzungen ohne Dislokation bzw. ohne Instabilität hingewiesen [49]. Samuel et al. untersuchten ebenfalls die Validität der SLIC-Klassifikation in einer retrospektiven Studie mit insgesamt 185 Patienten. Sie fanden in der konservativ behandelten Gruppe eine Übereinstimmung von 93,6 % gegenüber 96,3 % in der operativ behandelten Gruppe. Der durchschnittliche Gesamtwert der SLIC-Klassifikation der operierten Patienten war dabei signifikant höher als der Gesamtwert der konservativ behandelten Patienten. Die Anzahl der Patienten mit einem SLIC-Score von 4, die konservativ behandelt worden waren, war signifikant höher gegenüber den Patienten mit einem SLIC-Score von 4, die operiert worden waren. Schließlich wurde noch ein signifikant höherer SLIC-Score bei den Patienten gefunden, die mit einem kombinierten Verfahren operiert worden waren, gegenüber den Patienten, die entweder nur von ventral oder nur von dorsal operiert wurden. Interessanterweise war der ermittelte SLIC-Score, der sich aus den alleinigen morphologischen Kriterien ergeben hatte, kein Prädiktor für die Wahl des Zugangsweges und erwies sich zwischen den drei gewählten Verfahren aus ventral, dorsal und kombiniert als nicht signifikant [85]. In einer prospektiven Studie von 2014 untersuchten Joaquim et al. die Validität der SLIC-Klassifikation, wobei der neurologische Status als Hauptergebnis begutachtet wurde. Alle Patienten mit einem SLIC-Score ≥ 4 wurden dabei operativ versorgt. Dabei konnte von den insgesamt 14 Patienten in der konservativ behandelten Gruppe und den 23 Patienten in der operativ versorgten Gruppe keine neurologische Verschlechterung festgestellt werden. Bei 8 von 13 Patienten mit inkompletten neurologischen Symptomen konnte eine Verbesserung der neurologischen Symptome beobachtet werden. Die SLIC-Klassifikation wird von den Autoren als sicher und effektiv bewertet [48]. Stone et al.

maßen die Intra- und Interobserver-Reliabilität der SLIC-Klassifikation, der CSISS-Klassifikation (Cervical Spine Injury Severity Score) und der Klassifikation von Allen und Ferguson anhand von 50 Patienten mit einer Verletzung der subaxialen Halswirbelsäule. Für die SLIC- und CSISS-Klassifikation konnten sie eine exzellente Intra- und Interobserver-Reliabilität feststellen, die Klassifikation von Allen und Ferguson hatte eine schlechte Inter- aber exzellente Intraobserver-Reliabilität [91]. Zu einem besonders interessanten Ergebnis kommen van Middendorp et al. Sie untersuchten 2013 ebenfalls die Intra- und Interobserver-Reliabilität sowie den Einfluss des SLIC-Scores auf die Therapieentscheidung. Insgesamt waren 51 Patienten in die Studie eingeschlossen worden. Dabei fanden sie eine schlechte Übereinstimmung bezüglich der morphologischen Verletzungskriterien und nur eine durchschnittliche Übereinstimmung bezüglich der Bewertung des diskoligamentären Komplexes. Die Autoren merken kritisch an, dass sich die Bewertungskriterien für die Morphologie der Verletzungen zu stark an biomechanischen Verletzungsmechanismen orientieren, die in der posttraumatischen Bildgebung so nicht eindeutig erkannt und charakterisiert werden könnten. In ihrer abschließenden Bewertung empfehlen sie, die morphologischen Bewertungskriterien eindeutiger zu benennen [106].

Unter anderem beeinflusst von den Ergebnissen von van Middendorp et al., veröffentlichten Vaccaro et al. 2015 ein neues Klassifikationssystem für die Verletzungen der subaxialen Halswirbelsäule. In Zusammenarbeit mit der AO stellen sie ein Klassifikationssystem vor, was hauptsächlich auf morphologischen Kriterien basiert. Dabei gibt es insgesamt vier Bewertungskriterien. Neben der Morphologie der Verletzung, dem neurologischen Status und zusätzlichen, fallspezifischen Modifikationen (bspw. eine Verletzung der Arteria vertebralis oder ein Bandscheibenprolaps), werden zum ersten Mal in einem Klassifikationssystem Facettengelenksverletzungen mit einem eigenen Bewertungskriterium berücksichtigt. Hier kann eine Unterscheidung zwischen uni- und bilateralen Facettengelenksverletzungen, zwischen frakturierten und nicht frakturierten Gelenkfortsätzen und zwischen dislozierten und nicht dislozierten Facettengelenken vorgenommen werden [104].

5.1.4. Argumente für die vorliegende Studie

Im vorangegangenen Abschnitt wurde versucht, einen Überblick über den aktuellen Forschungsstand zu geben. Es wird deutlich, dass es bezüglich der Frage nach der

Effektivität unterschiedlicher Instrumentierungen und Zugangswege bei Verletzungen der subaxialen Halswirbelsäule einige Kontroversen gibt und dass die Unterschiede in der Bewertung der Stabilität eines Verfahrens zwischen klinischen und experimentellen Studien häufig deutlich voneinander abweichen. Auch dem stabilisierenden Einfluss der Facettengelenke wird eine unterschiedliche Bedeutung beigemessen, was sich an der 2015 veröffentlichten neuen Klassifikation von Vaccaro et al. für Verletzungen der unteren Halswirbelsäule zeigt, in welcher der Morphologie im Allgemeinen und den Facettengelenken im Speziellen ein größerer Einfluss innerhalb der Klassifizierung eingeräumt wird [104]. In vielen klinischen Untersuchungen von Facettengelenksverletzungen wurden entweder nur Facettengelenksdislokationen untersucht oder es wurde nicht klar zwischen Frakturen und Dislokationen unterschieden. Auch fand in den meisten Studien kein Vergleich zwischen uni- und bilateralen Facettengelenksverletzungen statt. In den meisten bisherigen experimentellen Studien wurde ein Verletzungstyp mit unterschiedlichen Stabilisierungsverfahren versorgt und belastet. Somit war dem Einfluss des Ausmaßes verschiedener, knöcherner Facettengelenksverletzungen auf die Stabilität im verletzten Halswirbelsäulensegment bisher eher wenig Aufmerksamkeit geschenkt worden. In der vorliegenden Arbeit wurde der entgegengesetzte Ansatz verfolgt und unterschiedliche Verletzungsmuster der Facettengelenke mit nur einem Stabilisierungsverfahren verglichen. Außerdem verfolgten die meisten experimentellen Studien einen zerstörungsfreien Ansatz, das heißt die Implantate wurden nicht auf Maximalbelastung bzw. bis zum Versagen getestet. Die maximale Ausreißkraft bzw. die Primärstabilität bis zum Implantatversagen bei verschiedenen Facettengelenksverletzungen wurde nach intensiver Literaturrecherche somit bisher noch nicht untersucht. Gerade in Hinblick auf das von Johnson et al. festgestellte Versagen der ADCFP bei Facettengelenksfrakturen in Flexion/Translation [50] und der in bisherigen Studien eher mangelnden Differenzierung von Art und Ausmaß begleitender Facettengelenksverletzungen wurde die vorliegende Arbeit konzipiert.

5.2. Methodendiskussion

5.2.1. Präparate

Die Verwendung humaner Präparate gilt laut Wilke et al. als zuverlässigste Methode zur Testung von Instrumentierungen. Allerdings weist er auf die Problematik der oftmals schlechten Knochenqualität bei Präparaten von älteren Spendern hin, deren Aussagekraft aufgrund von Osteoporose und degenerativen Veränderungen nur eingeschränkt zu

bewerten ist, da viele Instrumentierungen in vivo häufiger von jungen Patienten erhalten werden [112]. Auch in der vorliegenden Arbeit wurden Wirbelsäulenpräparate verwendet, die sowohl eine schlechte Knochenqualität als auch degenerative Veränderungen aufwiesen, so dass schon hier auf die schwierige Übertragbarkeit der Ergebnisse auf junge Patienten hingewiesen werden soll. Ebenfalls angelehnt an die Empfehlung von Wilke et al. wurden alle Präparate vor Versuchsbeginn röntgenologisch auf Verletzungen und tumoröse Veränderungen untersucht [112].

In dieser Studie wurden multisegmentale Präparate der Verwendung eines einzelnen Bewegungssegmentes (engl. functional spinal unit, FSU) vorgezogen. White und Panjabi betonen das realistischere Verhalten des multisegmentalen Präparates während der mechanischen Testung, gerade weil die Bänder durchgängige Strukturen sind und in multisegmentalen Präparaten erhalten bleiben. Für die Testung von Instrumentierungen wird die Verwendung multisegmentaler Präparate von den Autoren sogar zwingend vorausgesetzt [108]. Diese Empfehlung deckt sich mit den Ergebnissen von Dickey und Kerr. Sie konnten an porkinen Wirbelsäulenpräparaten eine deutlich erhöhte ROM an den FSUs im Gegensatz zum multisegmentalen Präparat feststellen. In Flexion/Extension war die ROM sogar statistisch signifikant, wofür sie die Durchtrennung des durchgängig verlaufenden Ligamentum supraspinale verantwortlich machen. Es wird speziell bei der Untersuchung von Flexion/Extension die Verwendung multisegmentaler Präparate empfohlen [24]. Adams führt ebenfalls die Vorteile durchgehender ligamentärer Strukturen von multisegmentalen Präparaten auf. Allerdings weist er auf die Problematik von Instabilitäten hin, die bei der Aufbringung unphysiologischer axialer Lasten aufgrund der fehlenden Muskelkräfte entstehen können [1]. Auf die Applikation der axialen Vorlast wird in der Ergebnisdiskussion im Abschnitt 5.3.5 eingegangen.

Das Feuchthalten der formalinfixierten Präparate mit Fixationslösung während der Präparation und der Belastung und die Lagerung erfolgte in Anlehnung an die gängigen Empfehlungen. Für den korrekten Umgang mit den fresh-frozen Präparaten haben Panjabi et al. den Einfluss von längerfristigem Einfrieren und dem Auftauen auf die mechanischen Eigenschaften untersucht. Sie konnten keine signifikanten Unterschiede feststellen und empfehlen die Lagerung bei mindestens -18 °C und das Auftauen bei Zimmertemperatur. Für das Einfrieren sollen die Präparate in Plastiktüten verpackt werden, um ein Austrocknen zu verhindern [72]. Wilke et al. empfehlen das Feuchthalten der Präparate mit physiologischer Kochsalzlösung, in dem die Präparate regelmäßig

benetzt und für die Lagerung in feuchter Gaze eingewickelt werden [110, 112]. Diese Empfehlungen wurden in der vorliegenden Arbeit umgesetzt. Panjabi et al. konnten auch mehrere Tage nach dem Auftauen keine Beeinflussung der mechanischen Eigenschaften der Präparate feststellen [72]. Trotzdem wurde in dieser Studie darauf geachtet, die Präparate nur für wenige Stunden im aufgetauten Zustand zu verwenden. Es wurde auch versucht, eine Raumtemperatur von etwa 20 °C einzuhalten, da es bei Temperaturen von über 30 °C deutlich schneller zu autolytischen Prozessen kommen kann, welche die mechanischen Eigenschaften beeinträchtigen können [112].

5.2.2. Knochendichtemessungen

Die Knochendichtemessung mittels DEXA gilt häufig als Goldstandard um das Frakturrisiko in vivo zu ermitteln [21]. Aber auch bei der Messung der Knochendichte von Knochenpräparaten und im speziellen von Wirbelsäulenpräparaten ex situ wird das Verfahren häufig angewendet [26, 30, 52, 59]. Die Durchführung der Ex-situ-Messung an den Lendenwirbelsäulen der fresh-frozen Präparate wurde an dem Vorgehen von Lochmüller et al. sowie Eckstein et al. angelehnt. In beiden Arbeiten wurden die Präparate zwecks realistischer Messbedingungen und zur Reproduzierbarkeit in Wasser durchleuchtet, um ein homogenes Weichteiläquivalent zu erhalten [30, 59]. Die Positionierung in einem Plexiglasbehälter und die exakte Ausrichtung des Präparates sowie die Messung im anterior-posterioren Strahlengang orientierte sich auch an der Arbeit von Lochmüller et al. [59].

Die Messung der Knochendichte von Knochenpräparaten erfolgt ebenfalls häufig mittels der pQCT [5, 21, 47, 74]. Jiang et al. maßen die trabekuläre Knochendichte von humanen Lendenwirbelsäulenpräparaten in Wasser sowie in Luft und konnten eine starke Korrelation zwischen beiden Messungen feststellen, so dass sowohl die Messung in Luft als auch in Wasser vergleichbare und reproduzierbare Ergebnisse liefern kann [47]. Deswegen wurde in dieser Arbeit auf die Simulation des Weichteilmantels durch Wasser während der Messung im pQCT verzichtet.

5.2.3. Versuchsvorbereitung

Die Präparation erfolgte bei Raumtemperatur kurz vor der Operation und Belastung, indem Haut und Muskulatur entfernt und Band- und Knochenstrukturen intakt belassen wurden, wie von Wilke et al. empfohlen [112].

Die Einbettung in Methacrylat-Kunststoffe und Polymethylacrylaten zur Fixierung der Präparate in den Versuchsvorrichtungen ist ein häufiges Verfahren [26, 27, 52, 101, 110] und wurde deswegen auch in diesem Versuch angewendet. Die Größe der Gussformen ermöglichte es, die Präparate so zu positionieren, dass der ursprüngliche Lordosewinkel beibehalten werden konnte. Dies war möglich, indem, wie schon im Kapitel Material und Methoden erwähnt, die Grundplatte von Wirbelkörper Th1 parallel zur Bodenplatte der Gussform ausgerichtet werden konnte. Damit wurden allerdings auch die interindividuellen Unterschiede zwischen den Lordosen der Präparate beibehalten, was einen möglichen Einfluss auf die Ergebnisse nicht ausschließen kann. Die variierenden Vorbelastungen, mit denen der Kraftgeber auf dem Präparat aufgesetzt wurde, müssen ebenfalls als Einschränkung genannt werden, auch wenn keine sichtbare Auslenkung der Halswirbelsäulen vor der Belastung beobachtet wurden. Ausgehend von den Empfehlungen von Panjabi zu den Standards biomechanischer Testmethoden an Wirbelsäulenpräparaten, wurde nur das kaudale Ende der Halswirbelsäule in der Versuchsvorrichtung fixiert, während der kraniale Teil frei beweglich blieb [69].

Bezüglich des Frakturmodells wird von Wilke et al. auf die Wichtigkeit der exakten Simulation des Verletzungsmusters hingewiesen, speziell bei der Testung von Instrumentierungen und aufgrund der Vergleichbarkeit und Reproduzierbarkeit [112]. Dementsprechend wurde auch das Frakturmodell dieser Arbeit einheitlich gewählt, indem neben dem einheitlichen diskoligamentären Defekt immer der obere und untere Gelenkfortsatz der Facettengelenke entfernt wurde. Inwieweit ein intakter oberer oder unterer Gelenkfortsatz das Ergebnis beeinflusst hätte, lässt sich nicht sicher sagen. Allerdings würde bei nur einem Gelenkfortsatz der knöcherne Widerstand des anderen Gelenkfortsatzes fehlen, so dass vermutlich keine Unterschiede bemerkbar gewesen wären. In Gruppe zwei wurde zwecks Vereinheitlichung immer nur das rechte Facettengelenk entfernt. Einschränkend muss darauf hingewiesen werden, dass in dieser Studie die Verletzung im Segment C4/C5 simuliert worden ist. Nach einer Untersuchung von Goldberg et al. fanden sich Dislokationsverletzungen der subaxialen Halswirbelsäule am häufigsten im Segment C5/C6 (25,11 %) gegenüber dem Segment C4/C5 (16,45 %) [39]. Damit das verletzte und später fusionierte Segment an zwei unverletzten, frei beweglichen Segmenten angrenzt und bedingt durch die höhere Positionierung des Kraftgebers neben der Translationsbewegung auch eine konsekutive Flexionsbewegung deutlicher ausgeprägt ist, wurde das Segment C4/C5 zur Untersuchung ausgewählt.

Die Osteosyntheseschrauben wurden alle einheitlich monokortikal platziert, um eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse zwischen den Präparaten gewährleisten zu können. Dabei kann die Wahl einer dynamischen Platte anstatt einer rigiden Platte einen möglichen Einfluss auf die Ergebnisse gehabt haben. Dvorak et al. verglichen in einer biomechanischen Studie an humanen Halswirbelsäulenpräparaten die Stabilität einer ACDFP mit rigider Platte gegenüber einer dynamischen Platte. Dabei beobachteten sie zwar nur in Extension eine etwas bessere Stabilisierung der dynamischen Platte, stellten allerdings auch fest, dass die dynamische Platte über 1/3 weniger Belastung während der Bewegungen aufnimmt als die rigide Platte. Sie vermuten, dass der Knochenspan sowie die verbliebenen anatomischen Elemente die fehlende Belastung stattdessen aufnehmen [29]. Somit könnte die dynamische Platte zu einer besseren Artikulation der Facettengelenke beigetragen haben, was einen Einfluss auf die Ergebnisse dieser Arbeit gehabt haben könnte. Duggal et al. konnten bei der dorsalen Instrumentierung an der Halswirbelsäule eine Zunahme der Lordose bei gleichzeitiger Zunahme der Artikulation der Facetten beobachten, bei der ventralen Plattenosteosynthese eine Abnahme von Lordose und Artikulation der Facettengelenke [27]. Deswegen wurde in diesem Versuch neben der bereits erwähnten Aufrechterhaltung der Lordose in der Fixierung im Versuchsstand auch postoperativ auf den ursprünglichen Lordosewinkel geachtet. Kritisch anzumerken ist, dass der Hersteller der verwendeten Platten und Schrauben eine schwere Osteoporose als Kontraindikation für die Verwendung des Osteosynthesematerials aufführt, allerdings mit dem Vermerk, dass die endgültige Entscheidung zur Verwendung vom Operateur getragen werden muss [96].

Der verwendete trikortikale Knochenspan stammte in dieser Untersuchung aus der Brustwirbelsäule des gleichen Spenders und nicht aus dem Becken, wie dies in vivo üblich ist [99]. Bei der Anpassung des Spans wurde darauf Acht gegeben, dass die Facettengelenke weiterhin artikulieren und nicht auseinanderklaffen, was den Versuch deutlich beeinflusst hätte. Den Einfluss der Spangröße wurde von Yao et al. in einem Experiment untersucht, welches nach der vorliegenden Studie erschienen ist. Sie maßen die ROM bei Präparaten mit uni- und bilateralen Facettengelenksverletzungen in Abhängigkeit der Spangröße und konnten bei einem kleinen Span eine deutlich bessere Artikulation der Facettengelenke und der Unkovertebralgelenke im Vergleich zu einem größeren Span feststellen [116].

5.2.4. Belastungsvorrichtung

In seinen grundlegenden Überlegungen zur Konzeption von Belastungsvorrichtungen zur Untersuchung von Instrumentierungen an Wirbelsäulenpräparaten, spricht sich Panjabi bereits 1988 zur Standardisierung aus. Er unterscheidet grob zwischen drei verschiedenen Belastungsmethoden. Der Kraft-Test misst unter Applikation von statischer Belastung die maximale Kraft, die bis zum Implantatversagen notwendig ist, oftmals mit Belastungsgrößen, die weit über den Werten liegen, die in vivo vorkommen. Der Ermüdungstest soll das Ermüdungsverhalten der zu untersuchenden Instrumentierungen unter zyklischer Belastung ermitteln. Beide Tests münden in der Zerstörung von Instrument und/oder Präparat. Der von ihm favorisierte Flexibilitätstest (Stabilitätstest) misst die Stabilität unter der Verwendung physiologischer Belastungen in allen Bewegungsrichtungen. Dabei wird das Präparat nicht zerstört [69].

Dem Kraft-Test räumt Panjabi allerdings trotzdem einen Stellenwert bei der Untersuchung der Stabilität von Instrumentierungen an Wirbelsäulenpräparaten ein. Zwar könnten aufgrund der Zerstörung des Präparates nur wenige Belastungsmodi untersucht werden, allerdings könne dieser Form der Untersuchung Aufschluss über die lasttragenden Eigenschaften und den Versagensmechanismus geben. Aus der ermittelten Last-Verformungskurve kann u.a. die Maximalbelastung bis zum Implantatversagen und die Steifigkeit als Koeffizient aus Newton und Millimeter (N/mm) abgeleitet werden. Auf weitere Standards zu Kraft-Tests geht Panjabi nicht ein [69]. Die Vorteile der Standardisierung zur Vergleichbarkeit und Reproduzierbarkeit führt auch Stokes auf, allerdings führt er auch kritisch an, dass eine Standardisierung nicht automatisch eine Übertragbarkeit der Ergebnisse auf den klinischen Stellenwert gewährleisten kann [90]. Auch Wilke et al. betonen, dass es trotz vorhandener Standards in der Materialprüfung bei bestimmter Fragestellung sinnvoll sein kann, einen individuellen Ansatz zu verfolgen [109].

In der vorliegenden Arbeit wurde eine Belastungsmethode konzipiert, die sich am Grundprinzip des Kraft-Tests orientiert hat. Ziel war die maximale Versagenslast der ACDFP in Abhängigkeit verschiedener Facettengelenksverletzungen zu ermitteln. Dabei wurde eine Materialprüfmaschine verwendet, wie dies häufig in biomechanischen Experimenten erfolgt [15, 27, 94, 101]. Der hier durchgeführte Ansatz, in dem eine Bewegungssimulation (in diesem Fall eine ventrale Translationsbewegung) mit einem Ausbruchversuch kombiniert wurde, scheint allerdings bisher nicht häufig verfolgt

worden zu sein. Aufgrund dieser einfachen Bewegungssimulation war die Verwendung eines komplexen Wirbelsäulensimulators nicht notwendig. Diese Tatsache kann eine Reproduzierbarkeit des Versuches unter anderen Versuchsbedingungen erleichtern. Die spezielle Fragestellung dieser Arbeit und die fehlenden Normen für einen Kraft-Test, der mit einer Bewegungssimulation kombiniert worden ist, müssen allerdings hier einschränkend erwähnt werden.

5.2.5. Belastungsmodus

Um die Primärstabilität nach ACDFP zu untersuchen und weitere Faktoren wie eine eventuelle, in vivo eintretende Spineinheilung zu vernachlässigen, wurde, wie bereits erwähnt, eine statische Belastung bis zum Implantatversagen gewählt. Die Belastung von 2 N/ Sekunde erwies sich in diesem Fall als ausreichend, um eine deutliche Translationsbewegung zu generieren, bevor es zum Ausriss der Schrauben kam. Panjabi definiert die Flexibilität bzw. Stabilität als Koeffizient aus Bewegung und Belastung (mm/N) [69], was auch im vorliegenden Versuch erfasst worden ist. Allerdings wurde aufgrund der Fragestellung dem Bewegungsaussschlag weniger Bedeutung beigemessen als der maximalen Kraft, die das instrumentierte Präparat ausgehalten hat.

5.2.6. Stückzahl der Präparate

Aufgrund der Kosten und dem materiellen Aufwand von Kadaverstudien sind die Stückzahlen häufig stark limitiert. Wilke et al. empfehlen mindestens sechs Präparate, wobei sich diese Anzahl auf die zerstörungsfreien Stabilitätstests bezieht [112]. In dieser Arbeit wurden insgesamt 12 formalinfixierte und 15 fresh-frozen Halswirbelsäulenpräparate verwendet. Die Anzahl der Präparate in den Gruppen mit den verschiedenen Facettengelenksverletzungen lagen somit für den Vorversuch bei vier und im Hauptversuch bei fünf Präparaten. Somit muss auf die kleine Stückzahl der untersuchten Präparate pro Gruppe einschränkend hingewiesen werden.

5.3. Ergebnisdiskussion

5.3.1. Ergebnisse der Knochendichtemessungen

Die Knochendichte für die fresh-frozen Präparate wurde anhand der Lendenwirbelsäulen der Spender mittels DEXA-Messung bestimmt. Da in dieser Arbeit die Halswirbelsäule untersucht wurde, erfolgte zusätzlich noch eine Messung der trabekulären Knochendichte mit dem pQCT für die Halswirbelsäulenpräparate. Dies geschah auch, um einen Eindruck von der Knochenarchitektur und der Knochenverteilung zu erhalten und um sicher zu

gehen, dass die Knochenmatrix zwischen den Präparaten einen weitgehend vergleichbaren Aufbau aufwies. Da der Schraubenausriss in dieser Arbeit als Versagensmechanismus der Instrumentierungen definiert und schließlich bei allen Präparaten im Vor- und Hauptversuch beobachtet wurde, war die Kenntnis über die Knochendichte ebenfalls notwendig. Paxinos et al. konnten bei dorsalen Instrumentierungen an der Brustwirbelsäule eine signifikante Beeinflussung zwischen der benötigten Ausreißkraft der Schrauben und der Knochendichte feststellen [75]. Reitman et al. fanden an der Halswirbelsäule bei einer ventralen Plattenosteosynthese zumindest eine hohe Korrelation zwischen Ausreißkraft und Knochendichte [83].

Im DEXA-Verfahren wurde ein mittlerer T-Score von -4,47, mit einer Standardabweichung von $\pm 1,82$ gemessen. Hierbei gab es insgesamt zwei Präparate, bei denen ein Wert von $< -2,5$ gemessen wurde. Alle anderen Präparate hatten einen Wert $> -2,5$ und waren demnach laut Definition der WHO osteoporotisch [34]. Auch aufgrund der teilweise stark streuenden Werte wurde die Entscheidung für eine zusätzliche Messung mit dem pQCT gefällt. Die teilweise extrem hohen Werte, die in der DEXA-Messung ermittelt wurden, müssen eventuell als Artefakt gedeutet und auf die Messung in ex situ zurückgeführt werden. Es ist fraglich, ob solche Werte in vivo vorkommen. Betrachtet man das hohe Alter der Spenderinnen (mittleres Alter von 83,4 Jahren), ist von einer deutlich verminderten Knochendichte auszugehen. Mazess und Barden fanden bei weißen Frauen in den USA schon in der Altersgruppe von 50 – 79 Jahren bei über zwanzig Prozent eine verminderte Knochendichte mit einem T-Score $> -2,5$ SD. Die Altersgruppe von 70 – 79 Jahren hatte nur noch 60,8 % der Knochendichte in der Lendenwirbelsäule im Vergleich zu der Altersgruppe von 20 – 29 Jahren [62].

In der Messung der trabekulären Knochendichte mit dem pQCT wurde eine mittlere Knochendichte von $201,60 \text{ mg/cm}^3$ mit einer Standardabweichung von $\pm 76,73 \text{ mg/cm}^3$ ermittelt. In allen 15 Präparaten fand sich eine deutlich inhomogene Verteilung der Knochenmatrix, was die Messung und speziell die Auswahl der ROI deutlich erschwerte. Die inhomogene Verteilung kann auch in der pQCT-Messung die teilweise stark variierenden Werte erklären, da manche Bereiche der Wirbelkörper so wenig Knochenmatrix enthielten, dass die ROI manuell nachgewählt werden musste. Die sichtbare Inhomogenität aller Präparate kann aber zumindest eine gewisse Vergleichbarkeit gewährleisten. Banse et al. konnten sogar eine deutlich inhomogene

Verteilung der Knochenmatrix bei Patienten ohne Osteoporose feststellen, allerdings fanden die Messungen an der Lenden- und Brustwirbelsäule statt [5]. Der gemessene mittlere Wert liegt trotzdem deutlich unter den von Yoganandan et al. ermittelten Werten. Sie fanden in einer in vivo Untersuchung junger, gesunder Frauen eine signifikant höhere Knochendichte in der Halswirbelsäule gegenüber der Brust- und Lendenwirbelsäule. Für die Halswirbelsäule maßen sie im QCT eine mittlere Knochendichte von $260,8 \text{ mg/cm}^3$ mit einer Standardabweichung von $\pm 42,5 \text{ mg/cm}^3$ [117].

Aufgrund der Ausreißer in den Werten sowohl in der DEXA-Messung als auch in der Messung mit dem pQCT, wurde die Korrelation der Knochendichtewerte bestimmt. Hier konnte keine Korrelation festgestellt werden. Für Präparate, die in der DEXA-Messung einen besonders hohen oder niedrigen Wert aufwiesen, fanden sich nicht zwangsläufig ähnliche Werte in der pQCT-Messung. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass sich die Bestimmung der Knochendichte in der vorliegenden Arbeit teilweise als problematisch erwies. Ausgehend von Alter und makroskopischen Befunden während der Präparation kann bei allen Präparaten von einer verminderten Knochendichte ausgegangen werden. Die Ergebnisse beider Verfahren zur Knochendichtebestimmung erwiesen sich trotz dem Versuch der Standardisierung und der Simulation von Messbedingungen in vivo als schwierig.

5.3.2. Ergebnisse der biomechanischen Belastung

Im Vorversuch konnte bezüglich der maximalen Ausreißkraft zwischen den Präparaten mit intakten knöchernen Facettengelenken und den uni- und bilateralen Facettengelenksfrakturen kein signifikanter Unterschied festgestellt werden, allerdings zeigte sich ein Trend zu einer höheren Stabilität bei den beiden unverletzten Facetten im Vergleich mit den frakturierten Facetten ($p = 0,167$). Im Hauptversuch konnte zwischen Gruppe 1 und Gruppe 3 ein statistisch signifikanter Unterschied ($p < 0,05$) festgestellt werden. Dabei war es nicht überraschend, dass bei Erhalt der knöchernen Facettengelenke ein höherer Widerstand bei der ventralen Translationsbewegung beobachtet wurde. Ziel war es vielmehr, den stabilisierenden Effekt zu quantifizieren.

In Abschnitt 1.2.3 der Einleitung wurde auf das Verhalten der Wirbelsäule unter Krafteinwirkung eingegangen. Bei dem dort vorgestellten Kraft-Weg-Diagramm (Abb. 5) handelt es sich um den Kurvenverlauf aus einem Flexibilitätstest [69, 108]. In der vorliegenden Arbeit wurde ein Kurvenverlauf bis zur Maximalbelastung bzw. dem Implantatversagen dargestellt. Laut Panjabi gehört der unabhängige Parameter auf die

horizontale Achse des Diagramms [69], weswegen die Verformung bzw. der Weg bei Kraft-Weg-Diagrammen, welche die Maximalbelastung messen, auf der X-Achse dargestellt werden. Die konstante Applikation der Kraft als abhängiger Parameter wird auf der Y-Achse dargestellt [108]. Somit sind die Achsen von Flexibilitätstest und Testung der Maximalbelastung vertauscht.

In den ermittelten Kraft-Weg-Diagrammen dieser Arbeit konnte auch ein nicht linearer Kurvenverlauf festgestellt werden, allerdings war ein zweiphasiger Verlauf, wie ebenfalls in der Einleitung unter Abschnitt 1.2.3 erläutert, nicht in allen Kurvenverläufen zu beobachten. Eine Ursache dafür könnte sein, dass das Präparat durch die Instrumentierung im Bewegungssegment C4/C5 an Steifigkeit zugenommen hat, und deswegen der Einfluss der elastischen Eigenschaften der anschließenden intakten Bewegungssegmente bezüglich dem Bewegungsverhalten beeinflusst wurde. Auch die Applikation unphysiologisch hoher Kräfte kann eventuell das deutliche Abweichen der Kurvenverläufe vom zweiphasigen Kurvenverlauf unter physiologischen Belastungen begründen. Janevic et al. konnten unter Vorlastapplikation einen allgemein steileren Anstieg der Kraft-Weg-Diagramme und somit eine Zunahme der Steifigkeit im Flexibilitätstest beobachten. Dies war teilweise in beinahe vertikalen Kurvenabschnitten abzulesen, was die Autoren als ein mögliches Impingement der Facettengelenke interpretieren [46]. Einen ähnlichen Kurvenverlauf konnte in dieser Studie in den Gruppen mit intakten und unilateral frakturierten Facettengelenken nicht beobachtet werden. Eventuell deswegen, da im vorliegenden Versuch kein Flexibilitätstest durchgeführt wurde und die Gelenkflächen der Facettengelenke von Anfang an in Kontakt standen. Auch können die Gelenkflächen der Facettengelenke durch die Vorbelastung des Kraftgebers während der Platzierung des Präparates bereits aneinandergespreßt worden sein. Abschließend lässt sich sagen, dass keine erhöhte Steifigkeit für die Gruppe mit intakten Facettengelenken gegenüber den Gruppen mit frakturierten Facettengelenken festgestellt werden konnte. Der abflachende Bereich am Ende vieler Kurvenverläufe kann das langsame Ausreißen und die damit einhergehende Zunahme der Beweglichkeit widerspiegeln, auch wenn dies nicht in allen Kurven zu sehen ist (siehe Abb. 36). Allgemein kann der inhomogene Verlauf der Kurven noch viele weitere Ursachen gehabt haben. So könnten die Größe des Präparates, die Knochendichte und die Formalinfixierung weitere Änderungen des Kurvenverlaufes begünstigt haben. Einige kurze Kurvenabschnitte mit deutlichen Abweichungen vom vorherigen Verlauf

könnten auch durch artifizielle Einflüsse entstanden sein, die sich im Nachhinein nicht mehr nachvollziehen lassen.

Wie bereits aufgeführt, wurde der Kurvenverlauf nach Ausbruch der Schrauben nicht dargestellt. Der Grund hierfür ist, dass sich der Hebelarm der Belastungsmaschine nach dem Schraubenausriss noch weiterbewegt hat und deswegen eine weitere Darstellung der Wegstrecke einen falschen Kurvenverlauf erzeugt hätte. Außerdem hat der Kurvenverlauf nach Ausbruch der Schrauben für diese Arbeit keine Relevanz, da die Testkonditionen für das ursprüngliche Untersuchungsobjekt, bestehend aus Präparat und Instrumentierung nach dem Implantatversagen deutlich von den Testkonditionen vor der Belastung abweichen. Dieses Vorgehen orientiert sich an den Empfehlungen von White und Panjabi [108].

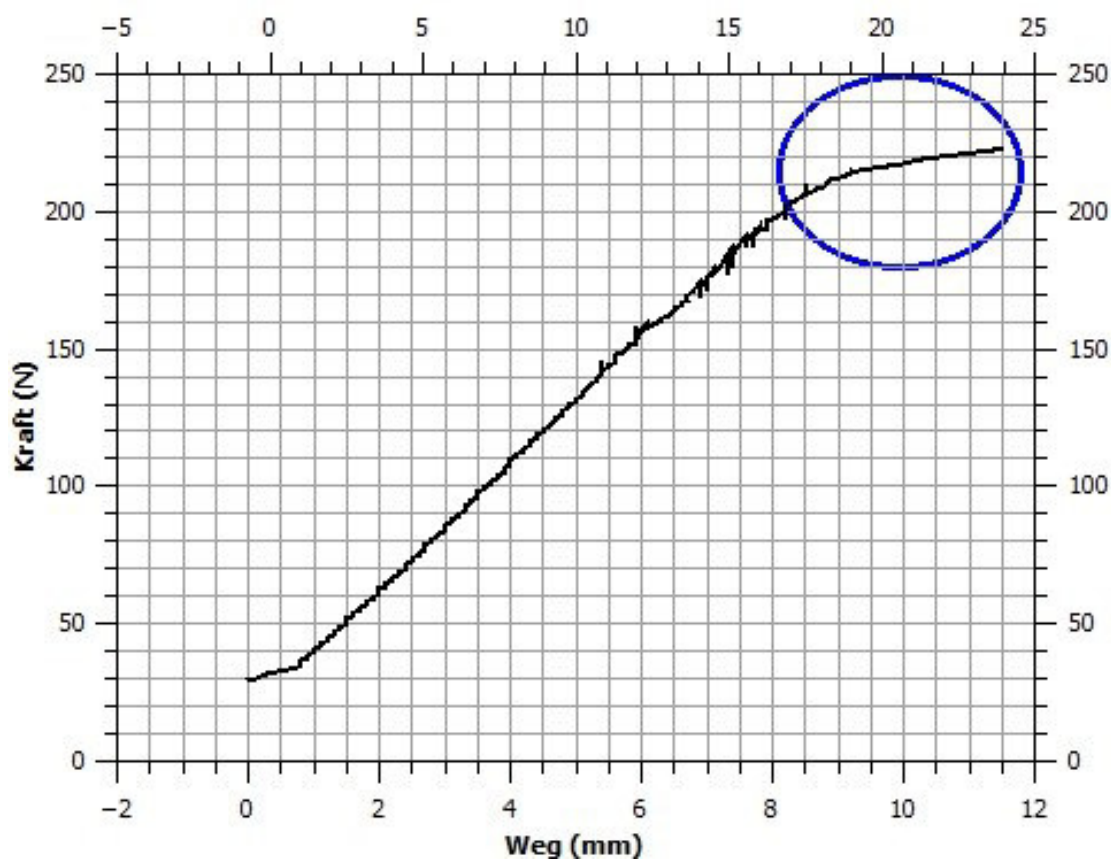


Abb. 36: Exemplarisches Kraft-Weg-Diagramm von einem fresh-frozen Präparat mit intakten Facettengelenken. Der abflachende Bereich am Ende des Kurvenverlaufs (hier umkreist) ist möglicherweise auf das langsame Ausbrechen der Schrauben zurückzuführen, auch wenn dies nicht in allen Kraft-Weg-Diagrammen beobachtet werden konnte. N (Newton), mm (Millimeter).

In Absatz 5.3.1 wurde bereits auf die Korrelation von Schraubenausrisskraft und Knochendichte eingegangen. Es ist allerdings noch anzumerken, dass weder im Vor-

noch im Hauptversuch ein Abbrechen der knöchernen Facettengelenke in den Gruppen 1 und 2 während Belastung beobachtet wurde. Somit zeigten alle Präparate ein einheitliches Versagensmuster mit der jeweiligen Instrumentierung. Bei allen Präparaten der Gruppe 1 und 2 wurde ab einer bestimmten applizierten Kraft der kraniale Wirbelkörper durch die Translationsbewegung über den kaudalen Wirbelkörper und damit über die knöchernen Facettengelenksfortsätze geschoben. Auch brachen ausschließlich immer die kaudalen Schrauben aus, wie dies auch von Johnson et al. bei den meisten ACDFPs in vivo beobachtet werden konnte [50]. Somit kann gesagt werden, dass die schlechte Knochenqualität bezüglich dem zu untersuchenden stabilisierenden Einfluss der knöchernen Facettengelenke wahrscheinlich keinen Einfluss auf das Ergebnis gehabt hat. Alle Facetten blieben intakt, so dass Vergleichbarkeit zwischen den Gruppen gewährleistet ist. Dass ausschließlich die kaudalen Schrauben ausbrachen, kann ein Hinweis dafür sein, dass die in vivo wirkenden Kräfte und die Versagensmechanik des Schraubenausrisses in diesem Versuch erfolgreich simuliert werden konnten.

5.3.3. Bewertung der Bewegungssimulation

Zur Bewegungssimulation wird von Panjabi das Aufbringen von reinen Momenten empfohlen, um eine gleichmäßige Belastung und Bewegungssimulation in allen sechs Bewegungsrichtungen zu erzeugen (Flexion/Extension, Lateralflexion nach rechts und links sowie Rotation nach rechts und links). Das Aufbringen einer reinen Scherkraft nach ventral, wie wir es in diesem Versuch unternommen haben, erzeugt zwar auch eine Flexionsbewegung, allerdings mit einem variierenden Biegemoment. Das Biegemoment ist hier am Anfang der Belastung bei null und hat sein Maximum am Ende der Bewegung, was nicht dem gleichmäßigen Bewegungsverhalten bei reinen Drehmomenten entspricht [69]. Dieser Sachverhalt wird in Abb. 37 anschaulich dargestellt, wobei die Bewegungssimulation in dieser Studie am ehesten der Bewegungssimulation in C entspricht, auch wenn anstatt einer Zugkraft die Kraft von dorsal in Form von Druck aufgebracht wurde. Adams empfiehlt ebenfalls die Verwendung von reinen Momenten zur Simulation physiologischer Bewegungen, weist aber darauf hin, dass reine Momente die physiologischen Kräfte auch nur eingeschränkt wiedergeben können, da in vivo immer eine Kombination aus mehreren Kräften vorkommt, die letztendlich die Bewegungen erzeugen [1].

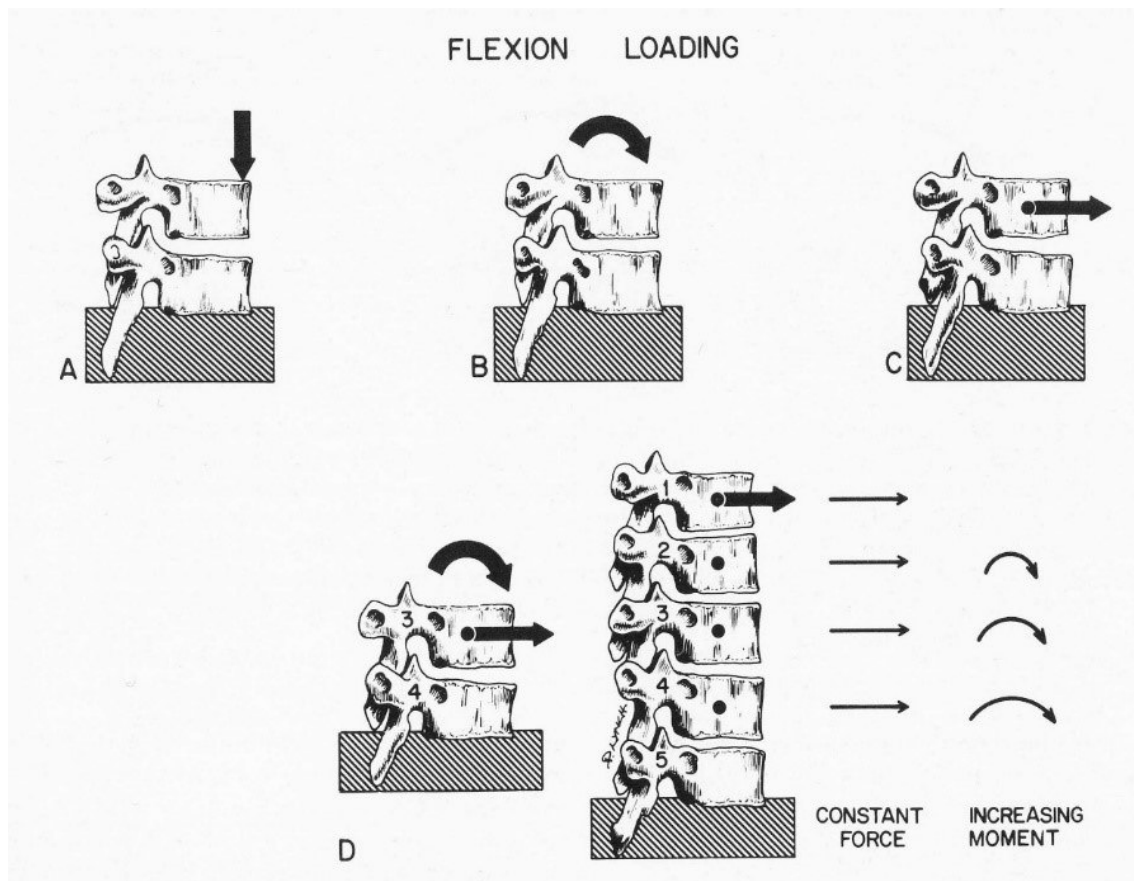


Abb. 37: Möglichkeiten der Simulation einer Flexionsbewegung in vitro. In A wird eine Kompressionskraft auf den ventralen Bereich des Wirbelkörpers aufgebracht. B stellt die Aufbringung eines reinen Moments dar. In C wird eine Flexionsbewegung durch eine horizontale Scherkraft erzeugt. D veranschaulicht eine Bewegung eines multisegmentalen Präparates, bei dem ebenfalls eine Scherkraft auf den oberen Wirbelkörper aufgebracht wird. Dadurch kommt es im kaudalen Abschnitt zu ansteigenden Momenten. Aus White und Panjabi 1990 [108].

In dieser Arbeit wurde auf die Verwendung von reinen Momenten verzichtet, da nicht eine physiologische, sondern eine pathologische Bewegung simuliert werden sollte. Es ging um die Simulation einer ventralen Translationsbewegung, die es zwar auch in einem unverletzten Bewegungssegment gibt, die aber erst nach Verletzungen und Zerstörung spinaler Strukturen im entsprechenden Segment richtig ausgeprägt vorliegt [108], was bereits im Abschnitt 1.3.4. der Einleitung erläutert wurde. Johnson et al. beobachteten diese erhöhte Translationsbewegung sowohl bei den frischen Verletzungen als auch bei den instrumentierten Wirbelsäulen mit Osteosyntheseveragen [50].

Um diese pathologische Translationsbewegung (traumatische Spondylolisthesis) zu generieren, wurde der Kraftgeber in diesem Versuch auch nicht auf dem obersten Wirbelkörper positioniert, sondern auf HWK 4. Trotzdem resultierte aus der Kraftaufbringung zusätzlich eine konsekutive Flexionsbewegung, auch wenn diese nicht aus der Verwendung von reinen Momenten stammte. Für die Fragestellung war die

Flexionsbewegung eher zweitrangig, auch wenn es vermutlich bei einer Flexionsbewegung automatisch zu einem zusätzlichen schwerkraftbedingten Ventralschub kommt, der auf das Bewegungssegment wirkt, wodurch sich die Translation nach ventral verstärkt.

Durch die Messung der Bewegungsauslenkungen für jede Gruppe die sich aus dem maximalen Hubweg des Hebelarms ermitteln ließen, konnte die mittlere Bewegungsauslenkung errechnet werden. Dabei waren die Bewegungsauslenkungen sowohl im Vor- als auch im Hauptversuch bei den Präparaten mit intakten Facettengelenksfortsätzen höher als im Vergleich mit den uni- und bilateralen Facettengelenksfrakturen. Der Grund dafür könnte sein, dass das Implantatversagen bei den Präparaten mit intakten Facettengelenken in der Regel erst bei höheren Werten von F^{\max} auftrat. So waren eine längere Belastung und damit einhergehend eine höhere Bewegungsauslenkung möglich. Es muss allerdings darauf hingewiesen werden, dass die Bewegungsauslenkungen nicht ausschließlich die Wegstrecke der Translationsbewegung widerspiegeln. Wie bereits erwähnt, fand die Bewegungssimulation an ganzen Halswirbelsäulenpräparaten statt. Durch die applizierte Kraft kam es zu einer Auslenkung des gesamten frei beweglichen Abschnittes der Halswirbelsäule, so dass die Translationsbewegung nur einen Teil der gesamten Bewegungsauslenkung hatte.

Insgesamt konnte für alle Präparate eine Translationsbewegung simuliert werden. Anhand der Kraft-Weg-Diagramme konnte abgelesen werden, dass bei allen Präparaten von Beginn der Belastung an eine Bewegung stattgefunden hatte, auch bereits bei sehr kleinen Kräften und dass nicht, wie vielleicht nach einer ACDFP zu vermuten gewesen wäre, eine Bewegung erst nach Implantatversagen oder allgemein bei unphysiologisch hohen Kräften erzeugt worden wäre. Trotz problematischer Übertragbarkeit bezüglich der Verhältnisse in vivo, ist auch dort von einer Translationsbewegung auszugehen, die bei fehlenden knöchernen Facettengelenksfortsätzen von Beginn an stärker ausgeprägt sein mag und deswegen, wie bei Johnson et al. beobachtet [50], zu einem häufigeren Implantatversagen führen kann.

5.3.4. Einflussfaktoren im Vorversuch

Es gibt mehrere Studien, die den Einfluss der Formalinfixierung auf die Knochendichte sowie auf die mechanischen Eigenschaften von Knochen und Bändern untersuchen. Dabei scheint die Fixierung keine signifikante Veränderung in der Knochendichte zu bewirken sowohl bei einer kurzen Dauer der Konservierung von wenigen Wochen [14,

31] als auch in Zeiträumen der Konservierung von mehreren Monaten bis hin zu einem Jahr [59, 102, 105]. Anders verhält es sich mit den mechanischen Eigenschaften, die sich in den meisten Untersuchungen im Vergleich mit fresh-frozen Präparaten oder frischen Präparaten durch die Formalinfixierung signifikant veränderten. Edmondston et al. konnten durch die Formalinfixierung einen Anstieg in der Wirbelkörpersteifigkeit beobachten [31]. Unger et al. fanden eine signifikante Abnahme der plastischen Energieabsorption. Sie empfehlen gerade bei Experimenten zum Implantatversagen von Osteosynthesematerial die Verwendung von fresh-frozen Präparaten und schränken den Nutzen von formalinfixierten Präparaten auf Vortestungen ein [102]. Auch Burkhart et al. empfehlen die Verwendung von fresh-frozen Präparaten, nachdem sie eine signifikant erhöhte Steifigkeit bei formalinfixierten Präparaten finden konnten [14]. Wilke et al. konnten ebenfalls eine erhöhte Steifigkeit der formalinfixierten Knochen und eine erniedrigte ROM feststellen und schlussfolgern, dass formalinfixierte Knochen nicht geeignet sind, die Konditionen in vivo realistisch zu simulieren [111]. Nur van Haaren et al. stellten kein signifikant verändertes mechanisches Verhalten nach Formalinfixierung im Vergleich zu fresh-frozen Präparaten fest und sehen keine Einschränkung zu deren Nutzung in biomechanischen Studien [105].

Aufgrund der weitgehend schlechten Bewertung der mechanischen Eigenschaften formalinfixierter Präparate wurde der Empfehlung der meisten dieser Studien nachgekommen und die fixierten Präparate nur für einen Vorversuch herangezogen. Mit diesem sollte die Belastungsmethode und Bewegungssimulation getestet werden, weswegen auch auf eine Knochendichtemessung verzichtet wurde. Die Anlage einer axialen Vorlast wurde erst nach weiteren Überlegungen für den Hauptversuch durchgeführt. Somit ist aufgrund der vielen variierenden Faktoren ein Vergleich der Ergebnisse zwischen Vor- und Hauptversuch schwierig. Trotzdem konnte im Vorversuch ein deutlicher Trend zu einem stabilisierenden Effekt der knöchernen Facettengelenke aufgezeigt werden.

5.3.5. Einflussfaktoren im Hauptversuch

Neben dem realistischeren mechanischen Verhalten von fresh-frozen Präparaten, scheint auch die Knochendichte nicht signifikant vom Einfrieren und Auftauen beeinflusst zu werden [14, 102]. Aus diesem Grund wurde der Hauptversuch mit fresh-frozen Präparaten durchgeführt.

Im Gegensatz zum Vorversuch wurde der Hauptversuch dahingehend abgeändert, dass auf den obersten Wirbelkörper eine Vorlast von 1 kg über einen K-Draht befestigt wurde. Wilke et al. sprechen sich gegen das Aufbringen einer axialen Vorlast aus, da diese zu einem unrealistischen Bewegungsverhalten und Einknicken des Präparates führen könne. Auch aufgrund der Reproduzierbarkeit sollte auf eine Vorlast zumindest in den ersten Versuchen verzichtet werden [109]. White und Panjabi weisen darauf hin, dass das Aufbringen einer ausgewählten Vorlast eher der Situation in vivo entspricht und befürworten diese, weisen aber auch darauf hin, dass eine axiale Vorlast das mechanische Verhalten der Wirbelsäule deutlich beeinflussen kann [108]. Da in dieser Studie der Einfluss der knöchernen Facettengelenke auf die Primärstabilität untersucht wurde, fiel die Entscheidung auf die Applikation einer axialen Vorlast im Hauptversuch. Wie im Abschnitt Anatomie in der Einleitung aufgezeigt, sind für den Kraftschluss eines Gelenkes neben dem Muskel- und Bandapparat auch das Körperteilgewicht notwendig [119]. Da der Bandapparat aufgrund der Simulation des Verletzungsmusters durchtrennt und die Simulation von Muskelkräften sehr komplex ist und bisher kaum realisiert wurde, konnte nur die Verwendung einer axialen Vorlast als Faktor für den Gelenkschluss simuliert werden. Dass die Gewichtsbelastung der Halswirbelsäule eher im Bereich der dorsalen Säule liegt und damit auf den Facettengelenken, unterstreicht die Rolle des Kopfgewichtes für die Artikulation der Facettengelenke [67]. Auch Janevic et al. und Barrey et al. konnten unter Vorlastapplikation eine verstärkte Artikulation der Facettengelenke beobachten [6, 46].

Um ein Einknicken des Präparates unter einer zu hoch gewählten axialen Last zu verhindern, wurde das Gewicht von insgesamt 1 kg ausgewählt. Dies ist laut einer biomechanischen Untersuchung von Panjabi et al. die maximale Last, welche ein osteoligamentäres Halswirbelsäulenpräparat in vitro aushält, bevor es einknickt. Dies entspricht in etwa einem Fünftel des Kopfgewichtes in vivo. Eine leichte Verstärkung der Lordose wurde allerdings beobachtet [70]. Auch in diesem Versuch wurde eine leichte Erhöhung des Lordosewinkels beobachtet. Allerdings kam es bei keinem Präparat zu einem Einknicken. Um also den Gelenkschluss der Facettengelenke durch möglichst realistische Versuchsbedingungen gewährleisten zu können, erfolgte die Vorlastapplikation, was das statistisch signifikante Ergebnis aus dem Hauptversuch gegenüber dem Vorversuch erklären kann. Bei einem zusätzlichen Muskelzug, wie er in vivo vorkommt, könnten sogar noch deutlich höhere Kräfte vorhanden sein, welche die

Artikulation der Facettengelenke verstärken und damit den Widerstand bei ventralen Translationsbewegungen erhöhen würden.

5.4. Limitationen der Studie

Wie in allen experimentellen Studien gibt es auch in der vorliegenden Arbeit einige Einschränkungen und Fehlermöglichkeiten. Allgemein besteht die Problematik der Übertragbarkeit von Ergebnissen aus In-vitro-Untersuchungen auf die Verhältnisse in vivo. Im Speziellen wurde in dieser Arbeit versucht, einen Festigkeitstest mit einer Bewegungssimulation zu kombinieren, was einige Einflussfaktoren zulässt.

Alle Präparate stammten von alten Spendern, dementsprechend war die Knochenqualität deutlich herabgesetzt. Auch die interindividuellen Unterschiede bezüglich Verteilung der Knochenmatrix, Länge der Präparate und die bereits präoperativ differierenden Lordosewinkel müssen als mögliche Einflussfaktoren genannt werden. Der Einfluss von Muskulatur und Faszien auf die Stabilität der Halswirbelsäulenpräparate und speziell auf den Gelenkschluss der Facettengelenke war im vorliegenden Experiment nicht zu simulieren, die Verhältnisse in vivo können sich deutlich von den untersuchten Bedingungen unterscheiden. Der Einsatz multisegmentaler Präparate wird zwar oftmals empfohlen, birgt aber die Gefahr von artifiziellen Bewegungen [109], auch wenn diese in der vorliegenden Arbeit mit bloßem Auge nicht beobachtet werden konnten. Weitere Einschränkungen dieses Versuches sind, dass nur eine Kraft auf die Präparate appliziert wurde. Auf die Applikation von Momenten, wie sie in vivo ebenfalls vorkommen, wurde verzichtet. Somit wurde auch nur eine Bewegung simuliert und untersucht. Auch auf den Einfluss unterschiedlicher Vorlasten wurde aufgrund der Fragestellung verzichtet. Wie das Ergebnis von anderen Vorlasten abhängig sein könnte, lässt sich in dieser Arbeit durch den Vorversuch, in dem keine axiale Vorlast verwendet wurde, nur erahnen. Schließlich muss noch einschränkend angemerkt werden, dass nur eine Art der Instrumentierung untersucht wurde und dass Faktoren, die in vivo langfristig zur Stabilität beitragen (beispielsweise die Spaneinheilung), nicht berücksichtigt werden konnten.

5.5. Schlussfolgerungen

Die Ergebnisse der biomechanischen Untersuchung in dieser Arbeit haben einen deutlichen Einfluss der knöchernen Facettengelenke auf die Primärstabilität bei pathologischen Translationsbewegungen im verletzten Wirbelsäulensegment aufzeigen können. Es war möglich, eine Antwort auf die von Johnson et al. formulierte Hypothese

zu geben, die den stabilisierenden Einfluss der knöchernen Facettengelenke bei den untersuchten Patienten in vivo vermutet hatten [50]. Der Stellenwert der in der vorliegenden Arbeit ermittelten absoluten Werte und ihre Übertragbarkeit auf Verhältnisse in vivo bleibt allerdings fraglich. Es wurden Belastungen gewählt, die in der Regel weit über den physiologisch vorhandenen Kräften liegen und vermutlich nur bei Extrembewegungen oder Schlägen und Stürzen auftreten. Hier muss auch noch einmal auf die häufige Diskrepanz zwischen den vielen positiven Bewertungen der Stabilität der ACDFP in vivo gegenüber den Bewertungen in vitro hingewiesen werden, wie am Anfang der Diskussion aufgezeigt. Trotzdem kann das Wissen über die Maximalkräfte, die während einer ventralen Translation bei ACDFP und unterschiedlichen Facettengelenksverletzungen ausgehalten werden, möglicherweise bei der Therapieentscheidung helfen. Auch der Stellenwert für Patienten mit Osteoporose sollte kritisch hinterfragt werden, allerdings betreffen Verletzungen der subaxialen Halswirbelsäule auch zunehmend ältere Patienten [44], so dass die in dieser Arbeit untersuchte Fragestellung auch für ältere Patienten mit schlechter Knochenqualität relevant sein kann. Johnson et al. konnten außerdem keine Korrelation zwischen dem Alter und der Rate an Osteosynthesversagen feststellen [50]. Der Einfluss der knöchernen Facettengelenke wurde, wie bereits erwähnt, in einer der aktuellsten Klassifikationssysteme von Vaccaro et al. für Verletzungen der unteren Halswirbelsäule deutlich stärker berücksichtigt, als dies in älteren Klassifikationen der Fall war [104]. Um einen Beitrag zu der kontrovers diskutierten Frage nach dem korrekten Zugangsweg bei Verletzungen der subaxialen Halswirbelsäule zu leisten und den Stellenwert der knöchernen Facettengelenke zu beleuchten, wurde diese Arbeit konzipiert. Angelehnt an die Ergebnisse dieser Arbeit, sollte bei einer ein- und beidseitigen Fraktur der Facettengelenke eine zusätzliche dorsale Stabilisierung erwogen werden.

5.6. Ausblick

In der vorliegenden Arbeit wurde nur ein kleiner Ausschnitt aus den Bewegungen und mechanischen Verhältnissen betrachtet, die in einem verletzten Halswirbelsäulensegment nach ACDFP in vivo wirken. Weitere Experimente könnten die Stabilität bei gleichem Verletzungsmuster und Versuchsaufbau, aber mit anderen Bewegungen (beispielsweise Rotationsbewegungen) untersuchen. Auch die Stabilität einer dorsalen Instrumentierung und die Stabilität eines kombinierten Verfahrens könnten betrachtet werden. Ebenfalls würde es sich anbieten, den Belastungsmodus zu ändern und sowohl zyklische als auch

nichtdestruktive Flexibilitätstests für alle Bewegungsrichtungen durchzuführen. Weiterhin könnte untersucht werden, ob die Verwendung einer rigiden Platte im Vergleich zu einer dynamischen Platte einen Einfluss auf die Primärstabilität hätte. Schließlich würde es sich anbieten, der Frage nachzugehen, ob sich das Verhalten von Präparaten mit einer normalen Knochendichte unter Belastung vom Ergebnis dieser Arbeit unterscheiden würde.

6. Zusammenfassung

Die Wahl des operativen Zugangsweges und der geeigneten Instrumentierung, bei instabilen Verletzungen der subaxialen Halswirbelsäule mit Beteiligung der Facettengelenke, wird bis zum jetzigen Zeitpunkt kontrovers diskutiert. Der mechanische Stellenwert der knöchernen Facettengelenksfortsätze nach operativer Stabilisierung ist dabei bisher nur unzureichend untersucht worden. Ausgehend von der Vermutung, dass die knöchernen Facettengelenksfortsätze auch nach einer Verletzung mit kompletter Zerreißung des diskoligamentären Komplexes und der Gelenkkapsel einen deutlichen Einfluss auf die Stabilität im operierten Halswirbelsäulensegment haben, wurde diese biomechanische Studie konzipiert. Die konkrete Zielsetzung dieser Arbeit war es, die Bedeutung von uni- und bilateralen Facettengelenksfrakturen für die Primärstabilität einer monosegmentalen ventralen Fusion mittels trikortikalem Span und Plattenosteosynthese bei traumatischen Translationsbewegungen zu untersuchen. Verwendet wurden humane Halswirbelsäulenpräparate, bei denen eine Luxationsverletzung sowie unterschiedliche Facettengelenksverletzungen im Segment C4/C5 generiert worden waren. Im Anschluss erfolgte die ventrale Stabilisierung mittels Plattenosteosynthese. Eine Erprobung des für diese Fragestellung entwickelten Versuchsaufbaus wurde mit 12 formalinfixierten Halswirbelsäulen durchgeführt. Im darauffolgenden Hauptversuch wurden 15 fresh-frozen Halswirbelsäulen belastet. Hier erfolgte im Gegensatz zum Vorversuch eine zusätzliche Simulation des Kopfgewichts durch eine axiale Vorlast. Die Präparate wurden bis zum Implantatversagen belastet und die dafür benötigte Maximalkraft ermittelt. Ein Vergleich fand zwischen der Gruppe mit intakten knöchernen Facettengelenken und den Gruppen mit uni- und bilateralen Facettengelenksfrakturen statt. Dabei konnte im Vorversuch eine deutliche Tendenz und im Hauptversuch ein statistisch signifikanter, stabilisierender Einfluss bei Präparaten mit intakten Gelenkfortsätzen gegenüber Präparaten mit bilateralen Facettengelenksfrakturen festgestellt werden. Ausgehend von diesen Ergebnissen sollte bei Facettengelenksfrakturen zusätzlich zur ventralen Spondylodese eine dorsale Instrumentierung erwogen werden. Aufgrund der im Vorfeld der Belastung ermittelten schlechten Knochenqualität aller fresh-frozen Präparate und der eingeschränkten Übertragbarkeit von Testergebnissen aus biomechanischen Kadaverstudien auf Verhältnisse in vivo ist eine abschließende Beurteilung schwierig. Es müssen noch weitere experimentelle und klinische Studien durchgeführt werden, um den Einfluss der knöchernen Facettengelenke auf die Stabilität im verletzten Wirbelsäulensegment näher zu bestimmen.

7. Summary

The choice of the surgical approach and the appropriate instrumentation for unstable injuries of the subaxial cervical spine involving the facet joints are matters of ongoing debate. The mechanical significance of the articular processes of the facet joints after surgical treatment has not yet been examined sufficiently. This biomechanical study is based on the assumption that the articular processes have a significant influence on the stability of the operated spinal segment after a complete disruption of the discoligamentous complex and the facet capsules. Our primary aim was to examine the significance of uni- and bilateral facet fractures for the primary stability of single level anterior cervical discectomy with fusion and plating during abnormal anterior translation. We used human cervical spine specimens in which we generated facet dislocations without, with unilateral or with bilateral facet fractures of the C4/C5 segment. All the spines were stabilized thereafter by means of anterior plating. We performed a pilot study by testing the experimental set-up on 12 formalin fixed spinal specimens. For the main experiment we used 15 fresh-frozen human lower cervical spines. In contrast to the pilot study, we simulated the in situ load on the spine by constant compressive preload. All specimens were tested until there was a mechanical failure of the fusion and we registered the required maximum load. We then compared the group without facet fractures with those with unilateral and those with bilateral facet fractures. Absence of a facet fracture had a statistically significant influence on the spinal stability compared with bilateral facet fractures in the main experiment and showed a non-significant trend in the pilot study. Based on these results, a posterior approach should be considered for patients with facet fractures in addition to a single anterior approach. However, the generalizability of our results is limited, because the specimens used in our experiment were taken from elderly donors and largely showed an osteoporotic bone structure. Furthermore, results from biomechanical cadaveric studies may not necessarily be applicable to the in-vivo environment. Further experimental and clinical studies are needed to examine the stabilizing influence of the facet joints in injuries of the subaxial cervical spine.

8. Literaturverzeichnis

1. Adams MA (1995) Mechanical testing of the spine. An appraisal of methodology, results, and conclusions. *Spine* 20(19):2151–2156
2. Aebi M, Zuber K, Marchesi D (1991) Treatment of cervical spine injuries with anterior plating. Indications, techniques, and results. *Spine (Phila Pa 1976)* 16(3 Suppl):S38–45
3. Anderson PA, Henley MB, Grady MS, Montesano PX, Winn HR (1991) Posterior cervical arthrodesis with AO reconstruction plates and bone graft. *Spine (Phila Pa 1976)* 16(3 Suppl):S72–9
4. Anissipour AK, Bellabarba C, Bransford RJ (2015) Traumatic Cervical Unilateral and Bilateral Facet Dislocations Treated with Anterior Cervical Discectomy and Fusion Has a Low Failure Rate. Proceedings of the 30th Annual Meeting of the North American Spine Society/North American Spine Society 30th Annual Meeting. *The Spine Journal* 15(10, Supplement):S172. doi:10.1016/j.spinee.2015.07.205
5. Banse X, Devogelaer JP, Munting E, Delloye C, Cornu O, Gryn timer M (2001) Inhomogeneity of human vertebral cancellous bone: systematic density and structure patterns inside the vertebral body. *Bone* 28(5):563–571
6. Barrey C, Rousseau M, Persohn S, Campana S, Perrin G, Skalli W (2015) Relevance of using a compressive preload in the cervical spine: an experimental and numerical simulating investigation. *Eur J Orthop Surg Traumatol* 25 Suppl 1:155–165. doi:10.1007/s00590-015-1625-2
7. Bellabarba C, Anderson PA (2006) Injuries of the lower cervical spine. In: Herkowitz HN, Rothman RH, Simeone FA (Hrsg) *Rothman-Simeone the spine*, 5. Aufl. Saunders Elsevier, Philadelphia. 9781416033653
8. Benninghoff A, Drenckhahn D (2008) Anatomie. Makroskopische Anatomie, Histologie, Embryologie, Zellbiologie, 17. Aufl. Elsevier, Urban & Fischer, München. 3437423428
9. Berrington NR, van Staden, J F, Willers JG, van der Westhuizen, J (1993) Cervical intervertebral disc prolapse associated with traumatic facet dislocations. *Surg Neurol* 40(5):395–399
10. Boos N, Aebi M (2008) *Spinal disorders. Fundamentals of diagnosis and treatment*. Springer, Berlin, New York. 3540690913
11. Bose GmbH – ElectroForce Systems Group (2014) Electroforce®. LinearMotionSystems. <http://electroforce.tainstruments.com/electroforce/assets/pdf/Products/LinearMotionSystems.pdf>. Zugriffen: 20. Dezember 2015
12. Brodke DS, Anderson PA, Newell DW, Grady MS, Chapman JR (2003) Comparison of anterior and posterior approaches in cervical spinal cord injuries. *J Spinal Disord Tech* 16(3):229–235
13. Bühren V, Josten C (2013) *Chirurgie der verletzten Wirbelsäule. Frakturen, Instabilitäten, Deformitäten*. Springer, Berlin. 3642022081
14. Burkhart KJ, Nowak TE, Blum J, Kuhn S, Welker M, Sternstein W, Mueller LP, Rommens PM (2010) Influence of formalin fixation on the biomechanical properties of human diaphyseal bone. *Biomed Tech (Berl)* 55(6):361–365. doi:10.1515/BMT.2010.043
15. Coe JD, Warden KE, Sutterlin, C E 3rd, McAfee PC (1989) Biomechanical evaluation of cervical spinal stabilization methods in a human cadaveric model. *Spine (Phila Pa 1976)* 14(10):1122–1131
16. Cooper PR, Cohen A, Rosiello A, Koslow M (1988) Posterior stabilization of cervical spine fractures and subluxations using plates and screws. *Neurosurgery* 23(3):300–306
17. Crawford NR, Duggal N, Chamberlain RH, Park SC, Sonntag VKH, Dickman CA (2002) Unilateral cervical facet dislocation: injury mechanism and biomechanical consequences. *Spine (Phila Pa 1976)* 27(17):1858–64; discussion 1864
18. Cruz, Halisson Y F da, Joaquim AF, Tedeschi H, Patel AA (2015) Evaluation of the SLICS use in the treatment of subaxial cervical spine injuries. *Arq Neuropsiquiatr* 73(5):445–449. doi:10.1590/0004-282X20150022
19. Cusick JF, Yoganandan N, Pintar F, Gardon M (1996) Cervical spine injuries from high-velocity forces: a pathoanatomic and radiologic study. *Journal of Spinal Disorders* 9(1):1–7

20. Cusick JF, Yoganandan N, Pintar F, Myklebust J, Hussain H (1988) Biomechanics of cervical spine facetectomy and fixation techniques. *Spine* 13(7):808–812
21. Dall'Ara E, Pahr D, Varga P, Kainberger F, Zysset P (2012) QCT-based finite element models predict human vertebral strength in vitro significantly better than simulated DEXA. *Osteoporos Int* 23(2):563–572. doi:10.1007/s00198-011-1568-3
22. Del Curto D, Tamaoki MJ, Martins DE, Puertas EB, Belloti JC (2014) Surgical approaches for cervical spine facet dislocations in adults. *Cochrane Database Syst Rev* 10:CD008129. doi:10.1002/14651858.CD008129.pub2
23. Denis F (1983) The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. *Spine* 8(8):817–831
24. Dickey JP, Kerr DJ (2003) Effect of specimen length: are the mechanics of individual motion segments comparable in functional spinal units and multisegment specimens? *Med Eng Phys* 25(3):221–227
25. Diedrich P, Haunfelder D (2005) *Praxis der Zahnheilkunde*, 2. Aufl. Elsevier, Urban und Fischer, München [u.a.]. 9783437053177
26. Do Koh Y, Lim TH, Won You J, Eck J, An HS (2001) A biomechanical comparison of modern anterior and posterior plate fixation of the cervical spine. *Spine (Phila Pa 1976)* 26(1):15–21
27. Duggal N, Chamberlain RH, Park SC, Sonntag, Volker K H, Dickman CA, Crawford NR (2005) Unilateral cervical facet dislocation: biomechanics of fixation. *Spine (Phila Pa 1976)* 30(7):E164-8
28. Dvorak MF, Fisher CG, Fehlings MG, Rampersaud YR, Oner FC, Aarabi B, Vaccaro AR (2007) The surgical approach to subaxial cervical spine injuries: an evidence-based algorithm based on the SLIC classification system. *Spine (Phila Pa 1976)* 32(23):2620–2629. doi:10.1097/BRS.0b013e318158ce16
29. Dvorak MF, Pitzen T, Zhu Q, Gordon JD, Fisher CG, Oxland TR (2005) Anterior cervical plate fixation: a biomechanical study to evaluate the effects of plate design, endplate preparation, and bone mineral density. *Spine* 30(3):294–301
30. Eckstein F, Lochmüller E, Lill CA, Kuhn V, Schneider E, Delling G, Müller R (2002) Bone strength at clinically relevant sites displays substantial heterogeneity and is best predicted from site-specific bone densitometry. *Journal of bone and mineral research : the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research* 17(1):162–171
31. Edmondston SJ, Singer KP, Day RE, Breidahl PD, Price RI (1994) Formalin fixation effects on vertebral bone density and failure mechanics. An in-vitro study of human and sheep vertebrae. *Clinical Biomechanics* 9(3):175–179. doi:10.1016/0268-0033(94)90018-3
32. Eismont FJ, Arena MJ, Green BA (1991) Extrusion of an intervertebral disc associated with traumatic subluxation or dislocation of cervical facets. Case report. *J Bone Joint Surg Am* 73(10):1555–1560
33. Fehlings MG, Cooper PR, Errico TJ (1994) Posterior plates in the management of cervical instability: long-term results in 44 patients. *J Neurosurg* 81(3):341–349. doi:10.3171/jns.1994.81.3.0341
34. Felsenberg D, Gowin W (1999) Knochendichtemessung mit Zwei-Spektren-Methoden. *Der Radiologe* 39(3):186–193. doi:10.1007/s001170050495
35. Fick R (1911) *Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke / 3. Spezielle Gelenk- und Muskelmechanik*. Fischer, Jena
36. Friedrich KM, Reiter G, Pretterklieber ML, Pinker K, Friedrich M, Trattng S, Salomonowitz E (2008) Reference data for in vivo magnetic resonance imaging properties of meniscoids in the cervical zygapophyseal joints. *Spine* 33(21):E778-83. doi:10.1097/BRS.0b013e318182c399
37. Glaser JA, Jaworski BA, Cuddy BG, Albert TJ, Hollowell JP, McLain RF, Bozzette SA (1998) Variation in surgical opinion regarding management of selected cervical spine injuries. A preliminary study. *Spine* 23(9):975-82; discussion 983
38. Goffin J, Plets C, Van den Bergh, R (1989) Anterior cervical fusion and osteosynthetic stabilization according to Caspar: a prospective study of 41 patients with fractures and/or dislocations of the cervical spine. *Neurosurgery* 25(6):865–871

39. Goldberg W, Mueller C, Panacek E, Tigges S, Hoffman JR, Mower WR (2001) Distribution and patterns of blunt traumatic cervical spine injury. *Ann Emerg Med* 38(1):17–21. doi:10.1067/mem.2001.116150
40. Graham AW, Swank ML, Kinard RE, Lowery GL, Dials BE (1996) Posterior cervical arthrodesis and stabilization with a lateral mass plate. Clinical and computed tomographic evaluation of lateral mass screw placement and associated complications. *Spine (Phila Pa 1976)* 21(3):323–8; discussion 329
41. Hadley MN, Fitzpatrick BC, Sonntag VK, Browner CM (1992) Facet fracture-dislocation injuries of the cervical spine. *Neurosurgery* 30(5):661–666
42. Haheer TR, O'Brien M, Dryer JW, Nucci R, Zipnick R, Leone DJ (1994) The role of the lumbar facet joints in spinal stability. Identification of alternative paths of loading. *Spine* 19(23):2667–70 discussion 2671
43. Harrington, James F Jr, Park MC (2007) Single level arthrodesis as treatment for midcervical fracture subluxation: a cohort study. *J Spinal Disord Tech* 20(1):42–48. doi:10.1097/01.bsd.0000211255.05626.b0
44. Hasler RM, Exadaktylos AK, Bouamra O, Benneker LM, Clancy M, Sieber R, Zimmermann H, Lecky F (2012) Epidemiology and predictors of cervical spine injury in adult major trauma patients: a multicenter cohort study. *J Trauma Acute Care Surg* 72(4):975–981. doi:10.1097/TA.0b013e31823f5e8e
45. Ianuzzi A, Zambrano I, Tataria J, Ameerally A, Agulnick M, Goodwin, Jesse S Little, Stephen M, Khalsa PS (2006) Biomechanical evaluation of surgical constructs for stabilization of cervical teardrop fractures. *Spine* J 6(5):514–523. doi:10.1016/j.spinee.2005.12.001
46. Janevic J, Ashton-Miller JA, Schultz AB (1991) Large compressive preloads decrease lumbar motion segment flexibility. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* 9(2):228–236. doi:10.1002/jor.1100090211
47. Jiang Y, Zhao J, Augat P, Ouyang X, Lu Y, Majumdar S, Genant HK (1998) Trabecular bone mineral and calculated structure of human bone specimens scanned by peripheral quantitative computed tomography: relation to biomechanical properties. *Journal of bone and mineral research : the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research* 13(11):1783–1790. doi:10.1359/jbmr.1998.13.11.1783
48. Joaquim AF, Ghizoni E, Tedeschi H, da Cruz, Halisson Y F, Patel AA (2014) Clinical results of patients with subaxial cervical spine trauma treated according to the SLIC score. *J Spinal Cord Med* 37(4):420–424. doi:10.1179/2045772313Y.0000000143
49. Joaquim AF, Lawrence B, Daubs M, Brodke D, Patel AA (2011) Evaluation of the subaxial injury classification system. *J Craniovertebr Junction Spine* 2(2):67–72. doi:10.4103/0974-8237.100057
50. Johnson MG, Fisher CG, Boyd M, Pitzen T, Oxland TR, Dvorak MF (2004) The radiographic failure of single segment anterior cervical plate fixation in traumatic cervical flexion distraction injuries. *Spine (Phila Pa 1976)* 29(24):2815–2820
51. Junghanns H (1979) Die Wirbelsäule in der Arbeitsmedizin. Teil 1: Biomechanische und biochemische Probleme der Wirbelsäulenbelastung. *Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis*, Bd. 78. Stuttgart: Hippokrates Verl. 3777304468
52. Kim S, Lim TJ, Paterno J, Park J, Kim DH (2004) A biomechanical comparison of three surgical approaches in bilateral subaxial cervical facet dislocation. *J Neurosurg Spine* 1(1):108–115. doi:10.3171/spi.2004.1.1.0108
53. Kummer B (2005) Biomechanik. Form und Funktion des Bewegungsapparates ; mit 3 Tabellen. Dt. Ärzte-Verl., Köln. 9783769111927
54. Kwon BK, Fisher CG, Boyd MC, Cobb J, Jebson H, Noonan V, Wing P, Dvorak MF (2007) A prospective randomized controlled trial of anterior compared with posterior stabilization for unilateral facet injuries of the cervical spine. *J Neurosurg Spine* 7(1):1–12. doi:10.3171/SPI-07/07/001
55. Laus M, Zappoli FA, Alfonso C, Malaguti MC, Giunti A (1997) Anterior surgery in trauma of the cervical spine. *Chir Organi Mov* 82(2):97–104

56. Leite CC, Escobar BE, Bazan C3, Jinkins JR (1997) MRI of cervical facet dislocation. *Neuroradiology* 39(8):583–588
57. Levi L, Wolf A, Rigamonti D, Ragheb J, Mirvis S, Robinson WL (1991) Anterior decompression in cervical spine trauma: does the timing of surgery affect the outcome? *Neurosurgery* 29(2):216–222
58. Lifeso RM, Colucci MA (2000) Anterior fusion for rotationally unstable cervical spine fractures. *Spine (Phila Pa 1976)* 25(16):2028–2034
59. Lochmuller EM, Krefting N, Burklein D, Eckstein F (2001) Effect of fixation, soft-tissues, and scan projection on bone mineral measurements with dual energy X-ray absorptiometry (DXA). *Calcified tissue international* 68(3):140–145
60. Luschka H (1858) *Die Halbgelenke des menschlichen Körpers*. Mit 6 Kupfertafeln. Ge. Reimer, Berlin
61. Magerl F, Aebi M, Gertzbein SD, Harms J, Nazarian S (1994) A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society* 3(4):184–201
62. Mazess RB, Barden H (1999) Bone density of the spine and femur in adult white females. *Calcified tissue international* 65(2):91–99
63. Moroney SP, Schultz AB, Miller JA (1988) Analysis and measurement of neck loads. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* 6(5):713–720
64. Nassr A, Lee JY, Dvorak MF, Harrop JS, Dailey AT, Shaffrey CI, Arnold PM, Brodke DS, Rampersaud R, Grauer JN, Winegar C, Vaccaro AR (2008) Variations in surgical treatment of cervical facet dislocations. *Spine* 33(7):E188–93. doi:10.1097/BRS.0b013e3181696118
65. Nazarian SM, Louis RP (1991) Posterior internal fixation with screw plates in traumatic lesions of the cervical spine. *Spine (Phila Pa 1976)* 16(3 Suppl):S64–71
66. Ngo LM, Aizawa T, Hoshikawa T, Tanaka Y, Sato T, Ishii Y, Kokubun S (2012) Fracture and contralateral dislocation of the twin facet joints of the lower cervical spine. *Eur Spine J* 21(2):282–288. doi:10.1007/s00586-011-1956-6
67. Pal GP, Routal RV (1986) A study of weight transmission through the cervical and upper thoracic regions of the vertebral column in man. *J Anat* 148:245–261
68. Pal GP, Routal RV, Saggi SK (2001) The orientation of the articular facets of the zygapophyseal joints at the cervical and upper thoracic region. *J Anatomy* 198(4):431–441. doi:10.1046/j.1469-7580.2001.19840431.x
69. Panjabi MM (1988) Biomechanical evaluation of spinal fixation devices: I. A conceptual framework. *Spine* 13(10):1129–1134
70. Panjabi MM, Cholewicki J, Nibu K, Grauer J, Babat LB, Dvorak J (1998) Critical load of the human cervical spine: an in vitro experimental study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 13(1):11–17
71. Panjabi MM, Crisco JJ, Vasavada A, Oda T, Cholewicki J, Nibu K, Shin E (2001) Mechanical properties of the human cervical spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. *Spine* 26(24):2692–2700
72. Panjabi MM, Krag M, Summers D, Videman T (1985) Biomechanical time-tolerance of fresh cadaveric human spine specimens. *J. Orthop. Res.* 3(3):292–300. doi:10.1002/jor.1100030305
73. Panjabi MM, White AA, Johnson RM (1975) Cervical spine mechanics as a function of transection of components. *Journal of biomechanics* 8(5):327–336. doi:10.1016/0021-9290(75)90085-8
74. Paxinos O, Ghanayem AJ, Zindrick MR, Voronov LI, Havey RM, Carandang G, Hadjipavlou A, Patwardhan AG (2009) Anterior cervical discectomy and fusion with a locked plate and wedged graft effectively stabilizes flexion-distraction stage-3 injury in the lower cervical spine: a biomechanical study. *Spine* 34(1):E9–15. doi:10.1097/BRS.0b013e318188386a
75. Paxinos O, Tsitsopoulos PP, Zindrick MR, Voronov LI, Lorenz MA, Havey RM, Patwardhan AG (2010) Evaluation of pullout strength and failure mechanism of posterior instrumentation in normal

- and osteopenic thoracic vertebrae. *J Neurosurg Spine* 13(4):469–476.
doi:10.3171/2010.4.SPINE09764
76. Pintar FA, Yoganandan N, Voo L (1998) Effect of age and loading rate on human cervical spine injury threshold. *Spine* 23(18):1957–1962
77. Pitzén T, Lane C, Goertzen D, Dvorak M, Fisher C, Barbier D, Steudel W, Oxland T (2003) Anterior cervical plate fixation: biomechanical effectiveness as a function of posterior element injury. *J Neurosurg* 99(1 Suppl):84–90
78. Pratt ES, Green DA, Spengler DM (1990) Herniated intervertebral discs associated with unstable spinal injuries. *Spine (Phila Pa 1976)* 15(7):662–666
79. Putz R (1981) Funktionelle Anatomie der Wirbelgelenke. Normale und pathologische Anatomie, Bd. 43. G. Thieme, Stuttgart, New York. 9783131243010
80. Rabb CH, Lopez J, Beauchamp K, Witt P, Bolles G, Dwyer A (2007) Unilateral cervical facet fractures with subluxation: injury patterns and treatment. *J Spinal Disord Tech* 20(6):416–422
81. Rabel A, Kohler SG, Schmidt-Westhausen AM (2007) Clinical study on the primary stability of two dental implant systems with resonance frequency analysis. *Clin Oral Investig* 11(3):257–265.
doi:10.1007/s00784-007-0115-2
82. Raynor RB, Pugh J, Shapiro I (1985) Cervical facetectomy and its effect on spine strength. *J Neurosurg* 63(2):278–282. doi:10.3171/jns.1985.63.2.0278
83. Reitman CA, Nguyen L, Fogel GR (2004) Biomechanical evaluation of relationship of screw pullout strength, insertional torque, and bone mineral density in the cervical spine. *J Spinal Disord Tech* 17(4):306–311
84. Rowe P (2012) Statistik für Mediziner und Pharmazeuten. Wiley-VCH, Weinheim. 3527331190
85. Samuel S, Lin J, Smith MM, Hartin NL, Vasili C, Ruff SJ, Cree AK, Ball JR, Sergides IG, Gray R (2015) Subaxial injury classification scoring system treatment recommendations: external agreement study based on retrospective review of 185 patients. *Spine* 40(3):137–142.
doi:10.1097/BRS.0000000000000666
86. Shapiro S, Snyder W, Kaufman K, Abel T (1999) Outcome of 51 cases of unilateral locked cervical facets: interspinous braided cable for lateral mass plate fusion compared with interspinous wire and facet wiring with iliac crest. *J Neurosurg* 91(1 Suppl):19–24
87. Siegmund GP, Davis MB, Quinn KP, Hines E, Myers BS, Ejima S, Ono K, Kamiji K, Yasuki T, Winkelstein BA (2008) Head-turned postures increase the risk of cervical facet capsule injury during whiplash. *Spine* 33(15):1643–1649. doi:10.1097/BRS.0b013e31817b5bcf
88. Siegmund GP, Sanderson DJ, Myers BS, Inglis JT (2003) Rapid neck muscle adaptation alters the head kinematics of aware and unaware subjects undergoing multiple whiplash-like perturbations. *Journal of biomechanics* 36(4):473–482
89. Spivak JM, Chen D, Kummer FJ (1999) The effect of locking fixation screws on the stability of anterior cervical plating. *Spine* 24(4):334–338
90. Stokes IA (1998) Mechanical testing of instrumentation. A test of mechanics. *Spine* 23(21):2263–2264
91. Stone AT, Bransford RJ, Lee MJ, Vilela MD, Bellabarba C, Anderson PA, Agel J (2010) Reliability of classification systems for subaxial cervical injuries. *Evid Based Spine Care J* 1(3):19–26.
doi:10.1055/s-0030-1267064
92. Störvik SG, Stemper BD (2011) Axial head rotation increases facet joint capsular ligament strains in automotive rear impact. *Med Biol Eng Comput* 49(2):153–161. doi:10.1007/s11517-010-0682-2
93. Stratec Medizintechnik GmbH (2010) XCT Research Serie. Bedienungsanleitung. Softwareversion 6.20, Pforzheim
94. Sutterlin, C E 3rd, McAfee PC, Warden KE, Rey, R M Jr, Farey ID (1988) A biomechanical evaluation of cervical spinal stabilization methods in a bovine model. Static and cyclical loading. *Spine (Phila Pa 1976)* 13(7):795–802

95. Synthes GmbH (Hrsg.) VECTRA™, VECTRA-T™ and VECTRA-One™ Anterior Cervical Plates. <https://www.depuysynthes.com/hcp/spine/products/qs/Vectra-Vectra-T-and-Vectra-One-Anterior-Cervical-Plates>. Zugegriffen: 20. Dezember 2015
96. Synthes GmbH (Hrsg.) (2014) Vectra-T. Operationstechnik. http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/INT%20Mobile/Synthes%20International/Product%20Support%20Material/legacy_Synthes_PDF/016.000.448.pdf. Zugegriffen: 20. Dezember 2015
97. Traynelis VC, Donaher PA, Roach RM, Kojimoto H, Goel VK (1993) Biomechanical comparison of anterior Caspar plate and three-level posterior fixation techniques in a human cadaveric model. *J Neurosurg* 79(1):96–103. doi:10.3171/jns.1993.79.1.0096
98. Trepel M (2012) Neuroanatomie. Struktur und Funktion, 5. Aufl. Urban & Fischer in Elsevier, München. 3437593536
99. Tscherne H, Blauth M (1998) Tscherne Unfallchirurgie. Wirbelsäule. Springer, Berlin, Heidelberg. 9783540624806
100. Turkyilmaz I, Aksoy U, McGlumphy EA (2008) Two alternative surgical techniques for enhancing primary implant stability in the posterior maxilla: a clinical study including bone density, insertion torque, and resonance frequency analysis data. *Clin Implant Dent Relat Res* 10(4):231–237. doi:10.1111/j.1708-8208.2008.00084.x
101. Ulrich C, Worsdorfer O, Claes L, Magerl F (1987) Comparative study of the stability of anterior and posterior cervical spine fixation procedures. *Arch Orthop Trauma Surg* 106(4):226–231
102. Unger S, Blauth M, Schmoelz W (2010) Effects of three different preservation methods on the mechanical properties of human and bovine cortical bone. *Bone* 47(6):1048–1053. doi:10.1016/j.bone.2010.08.012
103. Vaccaro AR, Hulbert RJ, Patel AA, Fisher C, Dvorak M, Lehman, Ronald A Jr, Anderson P, Harrop J, Oner FC, Arnold P, Fehlings M, Hedlund R, Madrazo I, Rechtine G, Aarabi B, Shainline M (2007) The subaxial cervical spine injury classification system: a novel approach to recognize the importance of morphology, neurology, and integrity of the disco-ligamentous complex. *Spine (Phila Pa 1976)* 32(21):2365–2374. doi:10.1097/BRS.0b013e3181557b92
104. Vaccaro AR, Koerner JD, Radcliff KE, Oner FC, Reinhold M, Schnake KJ, Kandziora F, Fehlings MG, Dvorak MF, Aarabi B, Rajasekaran S, Schroeder GD, Kepler CK, Vialle LR (2015) AOSpine subaxial cervical spine injury classification system. *Eur Spine J*. doi:10.1007/s00586-015-3831-3
105. van Haaren EH, van der Zwaard, Babette C, van der Veen, Albert J, Heyligers IC, Wuisman, Paul I J M, Smit TH (2008) Effect of long-term preservation on the mechanical properties of cortical bone in goats. *Acta Orthop* 79(5):708–716. doi:10.1080/17453670810016759
106. van Middendorp, Joost J, Audige L, Bartels RH, Bolger C, Deverall H, Dhoke P, Diekerhof CH, Govaert, Geertje A M, Guimera V, Koller H, Morris, Stephen A C, Setiobudi T, Hosman, Allard J F (2013) The Subaxial Cervical Spine Injury Classification System: an external agreement validation study. *Spine J* 13(9):1055–1063. doi:10.1016/j.spinee.2013.02.040
107. Virchow H. (1909) Sitzungsbericht Gesellschaft deutscher Naturfreunde, Berlin, S 265–290
108. White AA, Panjabi MM (1990) Clinical biomechanics of the spine, 2. Aufl. Lippincott, Philadelphia. 9780397507207
109. Wilke H, Schmidt H, Kienle A (2013) Biomechanische Forschung – von der Testung zur klinischen Anwendung. *Trauma Berufskrankh* 15(4):249–258. doi:10.1007/s10039-013-2044-4
110. Wilke HJ, Jungkunz B, Wenger K, Claes LE (1998) Spinal segment range of motion as a function of in vitro test conditions: effects of exposure period, accumulated cycles, angular-deformation rate, and moisture condition. *Anat Rec* 251(1):15–19
111. Wilke HJ, Krischak S, Claes LE (1996) Formalin fixation strongly influences biomechanical properties of the spine. *Journal of biomechanics* 29(12):1629–1631
112. Wilke HJ, Wenger K, Claes L (1998) Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society* 7(2):148–154

113. Wolf A, Levi L, Mirvis S, Ragheb J, Huhn S, Rigamonti D, Robinson WL (1991) Operative management of bilateral facet dislocation. *J Neurosurg* 75(6):883–890. doi:10.3171/jns.1991.75.6.0883
114. Woodworth RS, Molinari WJ, Brandenstein D, Gruhn W, Molinari RW (2009) Anterior cervical discectomy and fusion with structural allograft and plates for the treatment of unstable posterior cervical spine injuries. *J Neurosurg Spine* 10(2):93–101. doi:10.3171/2008.11.SPI08615
115. Yang KH, King AI (1984) Mechanism of facet load transmission as a hypothesis for low-back pain. *Spine* 9(6):557–565
116. Yao R, McLachlin SD, Rasoulinejad P, Gurr KR, Siddiqi F, Dunning CE, Bailey CS (2015) Influence of graft size on spinal instability with anterior cervical plate fixation following in vitro flexion-distraction injuries. *Spine J*. doi:10.1016/j.spinee.2015.08.020
117. Yoganandan N, Pintar FA, Stemper BD, Baisden JL, Aktay R, Shender BS, Paskoff G (2006) Bone mineral density of human female cervical and lumbar spines from quantitative computed tomography. *Spine* 31(1):73–76
118. Zdeblick TA, Abitbol JJ, Kunz DN, McCabe RP, Garfin S (1993) Cervical stability after sequential capsule resection. *Spine* 18(14):2005–2008
119. Zilles K, Tillmann B (2010) Anatomie. Mit 121 Tabellen. Springer-Lehrbuch. Springer-Medizin-Verl., Heidelberg. 3540694811

9. Anhang

9.1. Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

9.2. Verzeichnis der akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrer waren die Damen und Herren in Marburg:

Adamkiewicz, Bartsch, Bauer, Baum, Becker, Cordes, Czubayko, Dannlowski, Daut, Del Rey, Dettmeyer, Eikmann, Ellenrieder, Feuser, Fritz, Fuchs-Winkelmann, Geks, Görg, Gress, Grundmann, Hegele, Hertl, Heverhagen, Hilt, Hofmann, Hoyer, Kann, Kill, Kinscherf, Kircher, Klose, Köhler, König, Koolman, Krüger, Kruse, Lill, Lohoff, Lüers, Maier, Moll, Müller, Mutters, Neubauer, Oertel, Olbert, Oliver, Pagenstecher, Plant, Preisig-Müller, Renz, Richter, Riera-Knorrenschild, Röhm, Ruchholtz, Sahmland, Schäfer, Schierl, Schneider, Schütz, Sekundo, Stief, Vogelmeier, Wagner, Weihe, Werner, Westermann, Wrocklage, Wulf, Zemlin

9.3. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen Personen bedanken, die mich bei der Umsetzung dieser Arbeit unterstützt haben.

Herrn Univ.-Prof. Dr. med. S. Ruchholtz möchte ich für die Möglichkeit danken, dass ich meine Dissertation in der Klinik für Unfall- Hand- und Wiederherstellungschirurgie der Philipps-Universität Marburg durchführen konnte.

Besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. A. Krüger für die Überlassung des Themas, die hervorragende Betreuung und Korrektur der vorliegenden Arbeit und die stets konstruktive Hilfe bei Fragen und Problemen.

Ich danke auch Herrn Dr. med. L. Oberkircher für die gute Zusammenarbeit während dem experimentellen Teil dieser Arbeit, genauso wie auch den Mitarbeitern des Forschungslabors der Unfallchirurgie.

Zum Schluss möchte ich noch meinen Eltern für ihre langjährige Unterstützung während meines Studiums und der Fertigstellung meiner Dissertation danken.

9.4. Kooperationsvereinbarung



Kooperationsvereinbarung

zwischen

dem Institut für Anatomie und Zellbiologie
der Philipps-Universität Marburg

und

der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie
des Universitätsklinikums Marburg.

ARTIKEL 1: GEGENSTAND DER VEREINBARUNG

Bei beiden Kooperationspartnern besteht ein großes wissenschaftliches Interesse das Verhalten unterschiedlicher Osteosyntheseverfahren an humanen Kadaverknochen biomechanisch zu untersuchen. Die Kooperationspartner vereinbaren deshalb eine Zusammenarbeit bezüglich der biomechanischen Testung von chirurgischen Osteosyntheseverfahren an humanen Kadaverknochen.

ARTIKEL 2: BESTANDTEILE DER KOOPERATION

Durch das Institut für Anatomie und Zellbiologie der Philipps-Universität Marburg werden Kadaverknochen von Körperspender, welche sich zu Lebzeiten für Zwecke der medizinischen Ausbildung und Forschung zur Verfügung gestellt haben, bereitgestellt.

Durch Mitarbeiter der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie des Universitätsklinikums Marburg werden Knochen dieser Körperspender für biomechanische Belastungsuntersuchen verwendet.

- 2 -

Die zeitlich begrenzte Übertragung des Besitzes der Kadaverknochen vom Institut für Anatomie und Zellbiologie der Philipps-Universität Marburg an die Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie des Universitätsklinikums Marburg geschieht aufgrund der Tatsache, dass im Institut für Anatomie und Zellbiologie der Philipps-Universität Marburg nicht die Möglichkeiten für biomechanische Testungen gegeben ist.

ARTIKEL 3: VERGÜTUNG

Es erfolgt weder eine finanzielle Entschädigung für die Bereitstellung der Kadaverknochen noch eine finanzielle Vergütung für die Durchführung der biomechanischen Belastungsversuche.

Der wissenschaftliche Wissensgewinn welcher aus den biomechanischen Belastungsversuchen erwächst, steht beiden Kooperationspartnern zur Verfügung, und wird gemeinschaftlich - unter der Federführung der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie des Universitätsklinikums Marburg - publiziert.

ARTIKEL 4: PFLICHTEN DER KOOPERATIONSPARTNER

Die Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie des Universitätsklinikums Marburg verpflichtet sich, die Kadaverknochen nach Abschluss der biomechanischen Belastungsversuche an das Institut für Anatomie und Zellbiologie der Philipps-Universität Marburg zurückzugeben.

Das Institut für Anatomie und Zellbiologie der Philipps-Universität Marburg verpflichtet sich, diese zurückgegebenen Knochen ihren üblichen Standards entsprechend zu kremieren und beizusetzen.

ARTIKEL 5: KÜNDIGUNG DER KOOPERATIONSVEREINBARUNG

Die Kooperationsvereinbarung kann von beiden Kooperationspartnern aus wichtigem Gründen vorzeitig beendet werden. Sollt dies nicht der Fall sein, endet die Kooperation mit beidseitiger, vollständiger Erfüllung und Erledigung der Verpflichtungen aus dieser Kooperationsvereinbarung.

Prof. Dr. med. S. Ruchholtz
Direktor der Klinik für Unfall-, Hand- und
Wiederherstellungschirurgie

Prof. Dr. R. Kinscherf
Stellvertretender Institutsleiter
Institut für Anatomie und Zellbiologie

9.5. Schreiben der Ethikkommission



Philipps-Universität - 35032 Marburg

Herrn
Ludwig Oberkircher
Klinik für Unfall-, Hand- u.
Wiederherstellungschirurgie
Universitätsklinikum Giessen u. Marburg GmbH
Standort Marburg
Baldingerstraße
35033 Marburg

Fachbereich Medizin
Dekanat/Ethikkommission
Prof. Dr. med. Gerd Richter (Vors.)

Tel.: 06421 586 6487
Fax: 06421 586 6585
Sek.: M.Backes/D.Raiss
E-Mail: ethikkom@staff.uni-marburg.de
Anschrift: Baldingerstrasse/Postfach 2360
35032 Marburg
Web: www.med.uni-marburg.de/ethikkomm
Az.:
Marburg, den 12.10.2010

Studie: „Auswirkungen unterschiedlicher Augmentationsverfahren auf biomechanische Eigenschaften und Wiederherstellung der Wirbelkörperanatomie bei osteoporotischen Wirbelkörperfrakturen“.

Eingereichte Unterlagen:

1. Anschreiben vom 10.10.2010,
2. Ethikantrag vom März 2009.

Sehr geehrter Herr Oberkircher,

mit Schreiben vom 10.10. haben Sie einen Ethikantrag zur o. g. Studie eingereicht. Im vorliegenden Ethikantrag legen Sie dar, dass Sie die biomechanischen Untersuchungen bei verschiedenen Augmentationsverfahren auf ihre biomechanischen Eigenschaften bzgl. der Verwendung verschiedener Knochenelemente, Aufrichtungsmethoden und Implantate testen wollen. Sie verwenden für diese Untersuchung nur Knochen von freiwilligen Spendern aus den USA, welche käuflich von der Firma Anatomy Gifts Registry, USA, erworben werden. Da Sie entsprechend diesen Angaben nur Material verwenden, bei denen eine Zustimmung der Spender erfolgt ist, benötigen Sie kein eigenes Ethikkommissionsvotum. Die Ethikkommission geht aber davon aus, dass die Zustimmung zur postmortalen Gewebespende für wissenschaftliche Untersuchungen von ihren Vertragspartnern gegebenenfalls nachgewiesen werden kann.

Mit freundlichen kollegialen Grüßen
für die Ethikkommission des
Fachbereichs Medizin
der Philipps-Universität Marburg

Prof. Dr. med. G. Richter
(Vorsitzender)

PD Dr. med. Carola Seifart
(Geschäftsstelle Ethikkommission)

Sekretariat : Frau Raiss Montag – Donnerstag 8.00 – 12.00 Uhr, Freitag 8.00 – 11.00 Uhr
Frau Backes Montag – Donnerstag 14.00 – 16.00 Uhr

Kommissionsmitglieder: ☐ Prof. Dr. med. R. Berger, ☐ Prof. Dr. jur. G. Freund, ☐ Prof. Monika Böhm, ☐ Prof. Dr. med. J.-C. Krieg, ☐ Prof. Dr. M. Koch, ☐ Prof. Dr. med. Czubayko, ☐ Prof. Dr. med. G. Richter (Vorsitzender), ☐ Prof. Dr. rer. nat. H. Schäfer, ☐ Prof. Dr. med. Uwe Wagner (stellvertretender Vorsitzender), ☐ Prof. Dr. med. R. Maier, ☐ Prof. Dr. med. N. Donner-Banzhoff, ☐ Prof. Dr. Konstantin Strauch, ☐ Prof. Dr. med. A. Neubauer, ☐ Dr. B. Tackenberg, ☐ Bettina Nieth, ☐ Dr. Thomas Neubert, ☐ PD Dr. C. Seifart, ☐ cand.med. M. Fries

Anmerkung: Für die Studie, auf welche sich dieses Schreiben der Ethikkommission bezieht, wurden fresh-frozen Wirbelsäulen erstmalig bestellt. Die Halswirbelsäulenpräparate der vorliegenden Arbeit stammen aus derselben Bezugsquelle.